



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**“PROPIEDADES MECÁNICAS DEL HUESO ESPONJOSO
PORCINO EN PRUEBAS DE TRACCIÓN”**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO**

P R E S E N T A :

JIMÉNEZ QUIROZ JULIO CÉSAR

**DIRECTOR DE TESIS:
DR. ARMANDO ORTÍZ PRADO**



MEXICO, DF.

MARZO, 2008

PRÓLOGO

Este proyecto se desarrolló en la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales, de la Facultad de Ingeniería, bajo el título: "Determinación de las propiedades mecánicas del tejido óseo mediante ensayos de tracción ". Donde el objetivo fue estudiar las propiedades mecánicas del hueso esponjoso para entender su funcionamiento, mediante ensayos de tracción.

Las pruebas son realizadas en hueso de porcino por la dificultad de disponer de huesos humanos, sin limitar la aplicación de éstas a muestras provenientes de otras especies.

Este trabajo se presenta debido a que en nuestro país la investigación dedicada a dicho tema es escasa. En gran parte, esto se debe a la complejidad de caracterizar el comportamiento del hueso, al ser el resultado de una gran cantidad de factores tanto mecánicos como biológicos. Este trabajo proporciona un avance en la investigación del comportamiento mecánico del hueso esponjoso, y sus aspectos biomecánicos. Dado que en la ingeniería mecánica no es común el uso de los términos relativos al hueso, el primer capítulo hace referencia a la biología, morfología e histología del hueso, con el fin de comprender la interacción de los componentes orgánicos e inorgánicos en relación a la función estructural de éste.

El segundo capítulo trata de las características mecánicas del hueso tales como resistencia, densidad, porosidad, y anisotropía; en el capítulo tres se presenta, el tratamiento que se debe dar a la muestra ósea desde su recolección hasta su preparación y el procedimiento y equipo necesario para la realización del ensayo de tracción, y en el cuarto capítulo se muestran los resultados, curvas esfuerzo-deformación obtenidas con ecuaciones básicas , y tablas de las propiedades mecánicas, así como el análisis de las mismas. Como último capítulo se presentan las conclusiones de este trabajo.

ÍNDICE

PRÓLOGO i

ÍNDICE [ii](#)

CAPÍTULO 1 [BIOLOGÍA Y MORFOLOGÍA DEL HUESO](#) [1](#)

INTRODUCCIÓN [1](#)

1.1 FUNCIÓN COMO ESTRUCTURA Y COMO ORGANO [2](#)

1.2 CAMBIOS DEL HUESO DURANTE SU EVOLUCIÓN [2](#)

1.3 ANATOMÍA E HISTOLOGÍA DE LOS HUESOS COMO ESTRUCTURAS. [5](#)

1.4 ESTRUCTURA HISTOLÓGICA DEL HUESO [9](#)

1.4.1 HUESO CORTICAL [9](#)

1.4.2 HUESO ESPONJOSO [10](#)

1.5 BIOQUÍMICA OSEA [11](#)

1.6 CELULAS OSEAS [11](#)

1.7 MATRIZ ORGÁNICA [12](#)

1.8 MATRIZ INORGÁNICA O MINERAL [14](#)

1.9 DIMENSIONES DE LAS ESTRUCTURAS [15](#)

1.10 NIVELES DE ORGANIZACIÓN [15](#)

CAPÍTULO 2 [CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DEL HUESO ESPONJOSO](#) [17](#)

INTRODUCCIÓN [17](#)

2.1 CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES [18](#)

2.2 PROPIEDADES MECÁNICAS [18](#)

2.3 DENSIDAD Y DENSIDAD APARENTE [19](#)

2.4 POROSIDAD [21](#)

2.5 ANISOTROPÍA [22](#)

2.6 CARACTERÍSTICAS BIOMECÁNICAS DEL HUESO. [22](#)

CAPÍTULO 3 [METODOLOGIA PARA LA REALIZACIÓN DEL ENSAYO DE TRACCIÓN](#)
[25](#)

INTRODUCCIÓN [25](#)

3.1 FUENTES DEL HUESO [26](#)

3.2 OBTENCIÓN DEL HUESO [26](#)

3.3 PRESERVACIÓN DEL HUESO [27](#)

3.4 TAMAÑO Y GEOMETRÍA DE LA MUESTRA [28](#)

3.5 PREPARACIÓN DE LA MUESTRA [28](#)

3.6 CONSERVACIÓN E HIDRATACIÓN DE LA MUESTRA [31](#)

3.7 EQUIPO Y CONDICIONES PARA EL ENSAYO DE TRACCIÓN. [32](#)

3.8 MÉTODO DE ENSAYO DE TRACCIÓN [34](#)

CAPÍTULO 4. PRUEBAS EXPERIMENTALES Y ANALISIS DE RESULTADOS [39](#)

INTRODUCCIÓN [39](#)

4.1 CORTE DE PROBETAS [40](#)

4.2 ENCAPSULAMIENTO DE LOS EXTREMOS DE LA MUESTRA [41](#)

4.3 REALIZACIÓN DEL ENSAYO [42](#)

4.4 ANALISIS DE RESULTADOS [47](#)

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES [48](#)

BIBLIOGRAFÍA [50](#)

CAPÍTULO 1

BIOLOGÍA Y MORFOLOGÍA DEL HUESO

INTRODUCCIÓN

El hueso es un tipo de tejido conectivo especializado característico por su rigidez y dureza, comparado con ligamentos y tendones, como producto de las sales minerales impregnadas en su estructura. Además de esto es un material autorreparable capaz de adaptar su masa, forma y propiedades a los cambios en los requerimientos mecánicos y metabólicos.

Dentro del sistema esquelético el hueso cumple cinco funciones principales: *protección, almacenamiento, soporte, movimiento y regulación iónica*; estas funciones lo hacen un tejido de importancia metabólica pero principalmente biomecánica.

El análisis de este trabajo se enfoca en el comportamiento mecánico del hueso sin considerar los aspectos dinámicos de la formación, resorción y remodelado.

1.1 FUNCIÓN COMO ESTRUCTURA Y COMO ÓRGANO

El hueso es un elemento vivo dentro del organismo humano con varias funciones, las cuales se pueden dividir en dos grupos principales, uno como 1.- **estructura** y otro como 2.- **órgano**.

Como estructura cumple tres funciones [Salter, R.B., 1979].

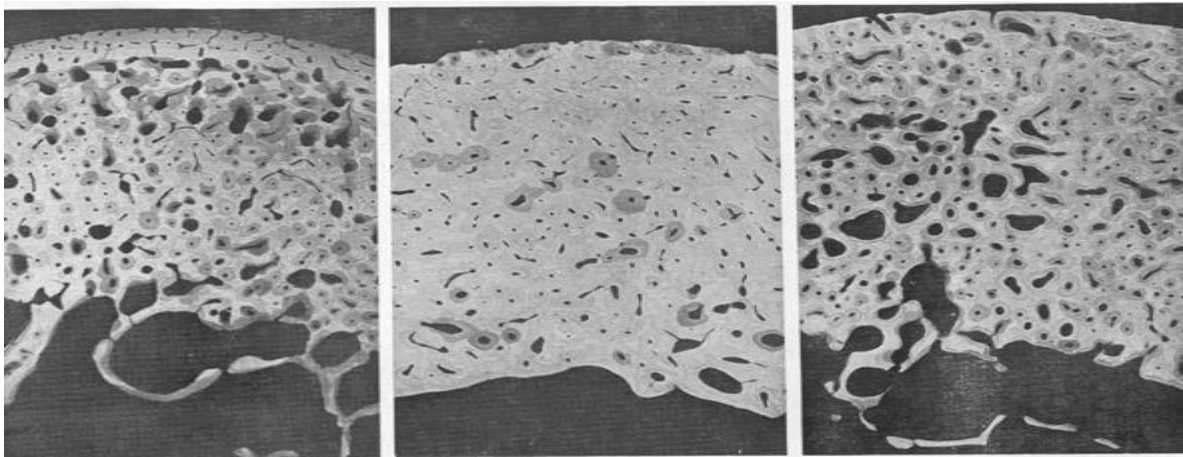
- a) Proporcionan un *marco rígido* al organismo.
- b) Sirven de brazo *palanca* a los músculos esqueléticos para el movimiento corporal.
- c) Proporcionan *protección* a las viseras vulnerables, incluido el cerebro y la médula espinal, el corazón y los pulmones.

Y los huesos como órgano cumplen dos funciones adicionales, ya que:

- a) Contienen el tejido hematopoyético de tipo mieloide para la *producción de elementos de la sangre* como son: eritrocitos, leucocitos y plaquetas.
- b) Permiten el *almacenamiento* de calcio, fósforo, magnesio y fósforo.

1.2 CAMBIOS DEL HUESO DURANTE SU EVOLUCIÓN

El hueso presenta cambios evolutivos durante las diferentes etapas de la vida humana desde su formación embriológica hasta su completo desarrollo en el adulto, y a partir de aquí cambios degenerativos que van minando su resistencia hasta la senilidad Figura 1.1; cambios que pueden ser influidos por diferentes enfermedades, por interacciones hormonales del mismo cuerpo o por alteraciones en las concentraciones de iones minerales tales como el calcio que influye con el exceso hacia una hipermineralización, o el decremento hacia una disminución de la mineralización que propician alteraciones en su resistencia a la carga y a los traumatismos; las actividades cotidianas incluyendo el ejercicio, también tienen un efecto de desgaste en el cuerpo, con sus osteofitos de reforzamiento que amplían la superficie de carga tratando de equilibrar las fuerzas a las que son sometidos contra su resistencia disminuida por el paso del tiempo o enfermedades.



7 años

25 años

82 años

Figura 1.1 Macrofotografías de cortes no descalcificados de la diáfisis femoral de personas de diversas edades. [Ham, Arthur W., 1970]

Durante la evolución, el hueso presenta efectos de crecimiento y remodelación, crecen en longitud y anchura y una vez llegado a su tamaño definitivo continúa el remodelado por toda la vida, ya que algunos sistemas haversianos¹ u osteomas² se ven continuamente erosionados a causa de la muerte celular, así como por factores que exigen la eliminación de calcio en el hueso; por tanto la deposición de hueso debe continuar también para que pueda mantenerse el balance óseo: durante el crecimiento la deposición ósea por los osteoblastos excede a la resorción ósea por los osteoclastos y el niño se encuentra en un estado de balance positivo, sin embargo en la edad avanzada, la deposición ósea no puede compensar la resorción del hueso, y los ancianos se hallan en un estado de balance negativo.

El remodelado de hueso también tiene lugar como respuesta a estímulo físico, o a la carencia de ellos, en los que el hueso es depositado en zonas sujetas a cargas, y se elimina en los lugares donde las cargas son bajas. Este fenómeno recibe generalmente la denominación de ley de Wolff Figura 1.2, está representado por el notable engrosamiento cortical sobre el lado cóncavo de un hueso curvo, así como por el alineamiento de los sistemas trabeculares a lo largo de las líneas de soporte de peso en la arquitectura del extremo superior del fémur [Salter, R.B., 1979].

¹ Serie de canalículos rodeados de laminillas de hueso concéntricas.

² Sistema óseo constituido por laminillas concéntricas.

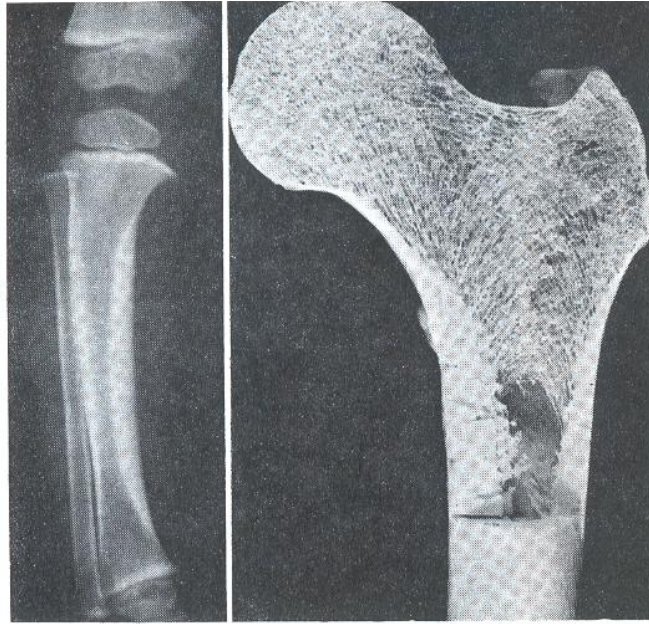


Figura. 1.2 Ejemplo de la ley de Wolff en la tibia. Ejemplo de la ley de Wolff en la arquitectura interna de esta pieza desecada del extremo superior de un fémur adulto.
[Salter, R.B, 1979]

En la Figura 1.3 se observa la diferencia entre un hueso maduro y otro desmineralizado, apreciando la conservación de la forma estructural del hueso maduro, contra la elasticidad o maleabilidad de un hueso completamente desmineralizado, el cual incluso es capaz de ser flexible en grado máximo como si se tratara de un tendón o ligamento. Lo que pone de manifiesto la importancia de la mineralización de los huesos en el ser vivo [Ham, Arthur W., 1975].



Figura. 1.3 Hueso descalcificado (A) y hueso calcificado (B)
[Ham, Arthur W., 1970]

1.3 ANATOMÍA E HISTOLOGÍA DE LOS HUESOS COMO ESTRUCTURAS.

Los huesos, desde el punto de vista de su estructura macroscópica, se clasifican en:

- **Huesos largos**, por ejemplo el fémur.
- **Huesos cortos**, por ejemplo huesos carpianos o de la muñeca y también las vértebras.
- **Huesos planos**, por ejemplo la escápula.

Cada hueso consta de dos tipos de tejido a nivel macroscópico:

- **Hueso cortical** (zona compacta) en el exterior y zonas diafisiarias.
- **Hueso trabecular** (zona esponjosa) en el interior.

A continuación se reproduce el esquema de un hueso largo como el fémur Figura 1.4. En ésta se puede observar la forma de un hueso largo, que se compone de una parte central tubular llamada diáfisis, que le confiere la longitud al hueso y esta compuesta básicamente de tejido cortical, y de dos zonas en sus extremos llamadas epífisis, compuestas de tejido trabecular o esponjoso, unidas a la diáfisis por dos zonas llamadas metáfisis cónicas que muestran el cambio de tejido cortical por el esponjoso, cubiertas por su capa de periostio³. La diáfisis proporciona básicamente resistencia a las fuerzas de compresión y torsión, mientras que la metáfisis y la epífisis compuestas básicamente de tejido esponjoso, se ensanchan para resistir la misma carga, ayudando así a absorber los impactos que se aplican a través de las articulaciones, suavizadas por la anchura de la zona y los cojinetes articulares o meniscos y el cartílago articular que recubre las epífisis.

³ Membrana fibrosa blanca, vascular, mas o menos gruesa y resistente según las edades, que rodea al hueso.

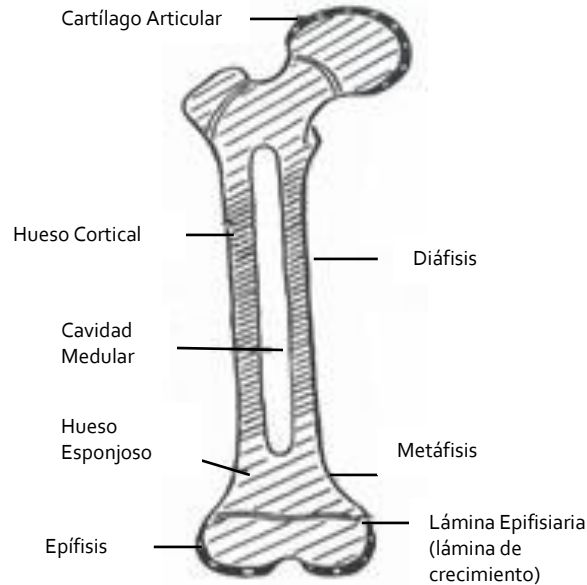


Figura. 1.4 Vista esquemática de un hueso largo (Fémur)
[Salter, R.B., 1979]

El fémur, como se observa en la Figura 1.5 funciona como sostén de las estructuras superiores del organismo y como brazo de palanca para la marcha, recibiendo las cargas del cuerpo a través de la epífisis o cabeza femoral básicamente por su parte superior y superomedial⁴, siguiendo las fuerzas de carga y con orientación de su tejido esponjoso el cual forma trabéculas en las líneas de carga Figura 1.6 que proceden desde la columna vertebral, pasando al hueso iliaco, continuando por la cabeza o epífisis femoral, hasta llevarlas a la cortical de la diáfisis femoral como especie de varillas de sostén y transmisión de cargas.

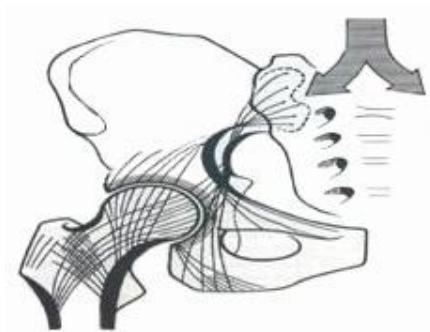


Figura. 1.5 Arquitectura del fémur
[Kapandji, I.A., 1985]



Figura. 1.6 Fémur, seccionado y clarificado, visto desde el frente, demostrando los grupos principales de trabéculas.
[McHinn, R.M.H y Hutchings, R.T, 1977]

⁴ Situación de un punto dado en un órgano en la parte superior del mismo y cercano al eje vertical del cuerpo.

En la Figura 1.7 se observan huesos cortos, que a diferencia de los huesos largos su cuerpo es prácticamente cuadrado en su parte anterior, teniendo tres puntos de apoyo para la carga, uno es el cuerpo vertebral en sí, y otras dos columnas posteriores que son las carillas articulares posteriores que se unen articularmente a las de las vértebras superior e inferior, unidas al cuerpo principal por laminas óseas, formando el conducto por el que pasa la médula a la cual protege, y en su parte posterior la llamada apófisis espinosa que complementa el cuerpo vertebral y la que sirve para la inserción de los músculos que activan su movimiento. La vértebra está compuesta básicamente de tejido trabecular [Kapandji, I.A., 1998].

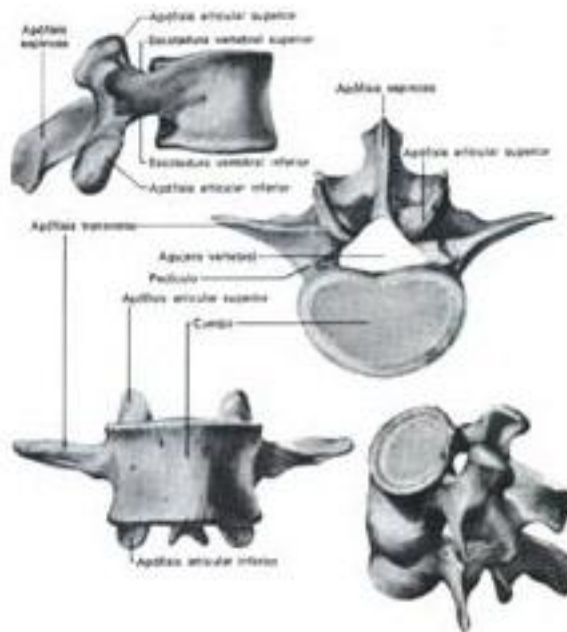


Figura. 1.7 Vista esquemática de un hueso corto (vértebra)
[DePalma y Rothman, 1979]

En las vértebras Figura 1.8 se puede distinguir un mecanismo de palanca con apoyo en el centro en sus dos columnas articulares, permitiendo con esto los movimientos de flexión y extensión, aumentando y disminuyendo la carga en la parte anterior del cuerpo vertebral principal [Kapandji, I.A., 1998].

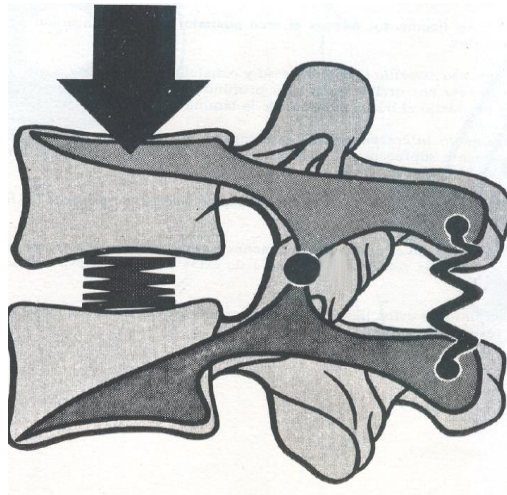


Figura. 1.8 Relación funcional entre el pilar anterior y el posterior
[Kapandji, I.A., 1985]

En cuanto a la carga que tiene que soportar una vértebra Figura 1.9, por ejemplo a nivel del tercer disco lumbar (entre la 3ª y 4ª vértebra lumbar), ésta es diferente, según la posición del cuerpo, observándose que la carga mínima se halla con la posición horizontal supina (cara hacia arriba), y el máximo aumento de carga corresponde a la bipedestación (parado) con flexión hacia adelante, y a la posición sedente (sentado) con flexión hacia delante, donde la carga llega aproximadamente hasta casi 170 kg. en un sujeto de 70 Kg., y sí a ésto se aumenta en sus manos un peso de 50 Kg., la carga incrementa prácticamente hasta 264 kg. [DePalma y Rothman, 1979].

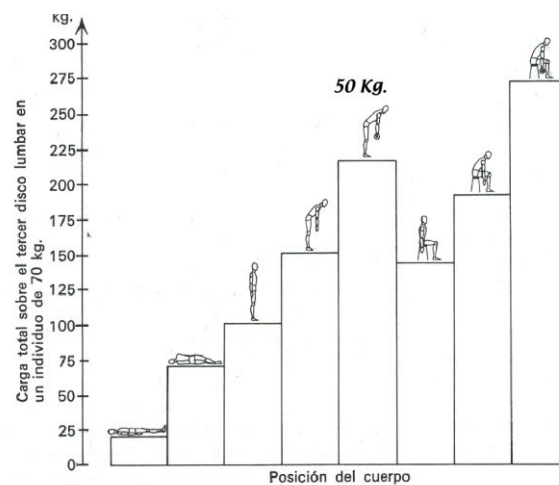


Figura. 1.9 Carga total sobre el tercer disco lumbar en diferentes posiciones.
[DePalma y Rothman, 1979]

1.4 ESTRUCTURA HISTOLÓGICA DEL HUESO

Un hueso largo puede tener porcentajes de hueso cortical hasta del 90% y solo 10% de esponjoso, mientras que una vértebra puede tener hasta aproximadamente 38% de hueso esponjoso.

La diferencia básica de los tejidos óseos, cortical y esponjoso, se encuentra en su estructura histológica, de acuerdo a sus diferentes funciones, como se observa en la Figura 1.10 [Salter, R.B., 1979].

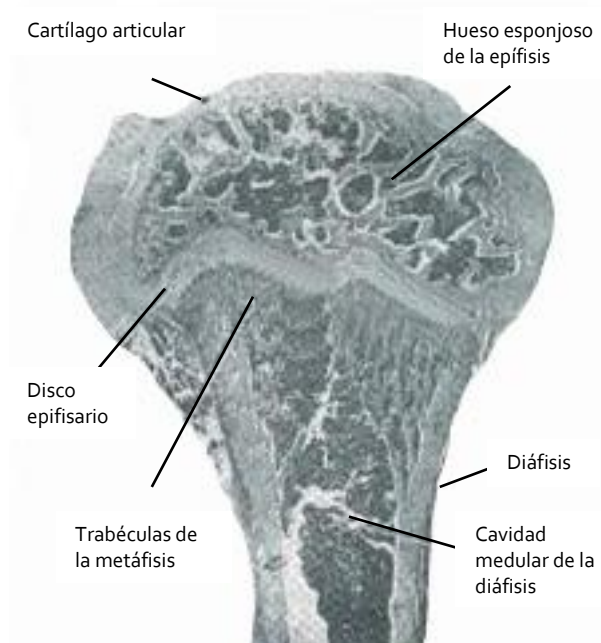


Figura. 1.10 Microfotografía de un corte longitudinal de extremo de hueso largo de rata en crecimiento. [Ham, Arthur W., 1970]

1.4.1 HUESO CORTICAL

El hueso cortical Figura 1.11 se caracteriza por la disposición concéntrica de sus capas microscópicas o láminas, siendo su unidad estructural el osteón, que se compone de formaciones cilíndricas o láminas concéntricas que forman los sistemas haversianos u osteomas, alineados para permitir la circulación de la sangre en el interior del hueso cortical, y unidos por canales de Volkman transversales, las fibras colágenas se encuentran entre todas las capas concéntricas de un sistema haversiano alineadas en direcciones diferentes a las de las capas adyacentes, disposición que hace más resistente al hueso.

Los canales de Havers miden de 30 a 70 μm de diámetro y contienen vasos sanguíneos, vasos linfáticos, nervios y tejido de conjunción, rodeándose sus células por matriz ósea, formando una masa compacta que le da su característica principal Su porosidad es de aproximadamente el 10% y presenta una superficie 20 veces menor por unidad de volumen en relación con el hueso esponjoso. [Ham, Arthur W., 1975].

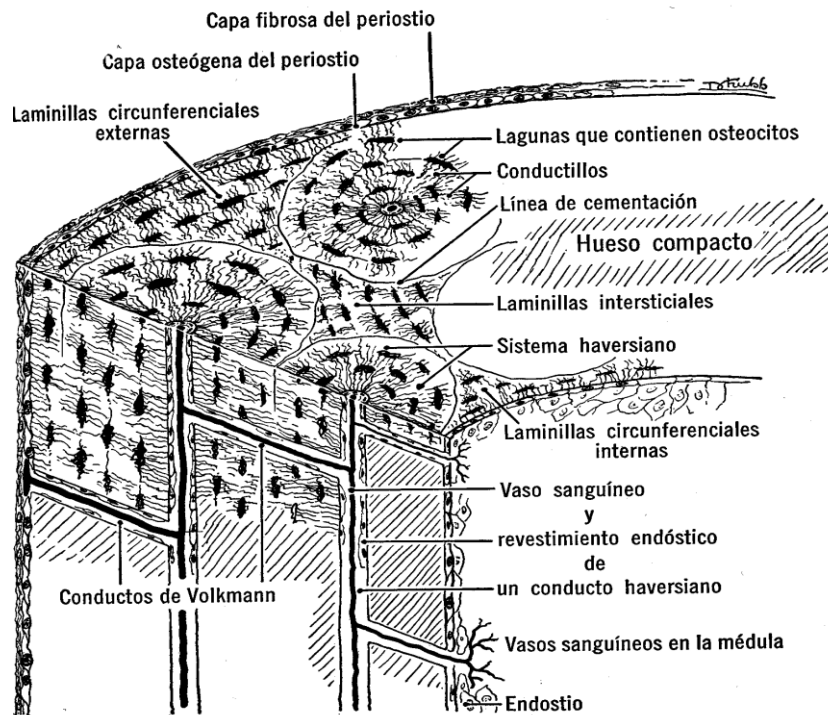


Figura. 1.11 Esquema en tres dimensiones del aspecto que presenta un corte transversal y longitudinal de los diversos componentes que constituyen la corteza de la diáfisis de un hueso largo. [Ham, Arthur W., 1970]

1.4.2 HUESO ESPONJOSO

El hueso esponjoso o trabecular se diferencia básicamente del cortical por el aumento en su porosidad, ya que permite un espaciado entre su celularidad, que va del 50 al 90 %, situando sus células entre las láminas⁵, o sobre las trabéculas, siendo directamente influenciadas por la médula, teniendo las trabéculas un espesor de aproximadamente 0.2 mm, semejantes a los osteones (hemiosteones), y a diferencia de los sistemas haversianos, estas no tienen canales especiales para los vasos sanguíneos.

⁵ Laminillas óseas.

1.5 BIOQUÍMICA OSEA

Aunque el aspecto macroscópico del hueso como estructura, solo varía de forma lenta, en particular después del periodo de crecimiento esquelético, en el interior de los huesos se producen cambios microscópicos como resultado de su actividad como órgano. La principal función bioquímica del hueso guarda relación con el metabolismo del calcio y del fósforo [Salter, R.B.,s 1979].

Composición bioquímica del hueso:

Sustancias orgánicas	35% células óseas y la sustancia intercelular orgánica o matriz).
Sustancias inorgánicas	45% minerales
Agua	20%

1.6 CELULAS OSEAS

El hueso es un tejido Figura 1.12 vivo, y se compone de células vivas, que si bien, no afectan en forma aparente sus propiedades mecánicas, si ayudan a mantener su estructura mecánica en el transcurso de la vida, pues como ya se observó se encuentra en constante regeneración. Así se tienen células óseas como los osteoblastos, que son las células encargadas de la formación de hueso nuevo y los osteoclastos, que son las células encargadas de la eliminación de osteones desgastados o necrosados (muertos) por alguna enfermedad o fractura, células de revestimiento óseo y los osteocitos propiamente dichos [Kapandji, I.A., 1998].

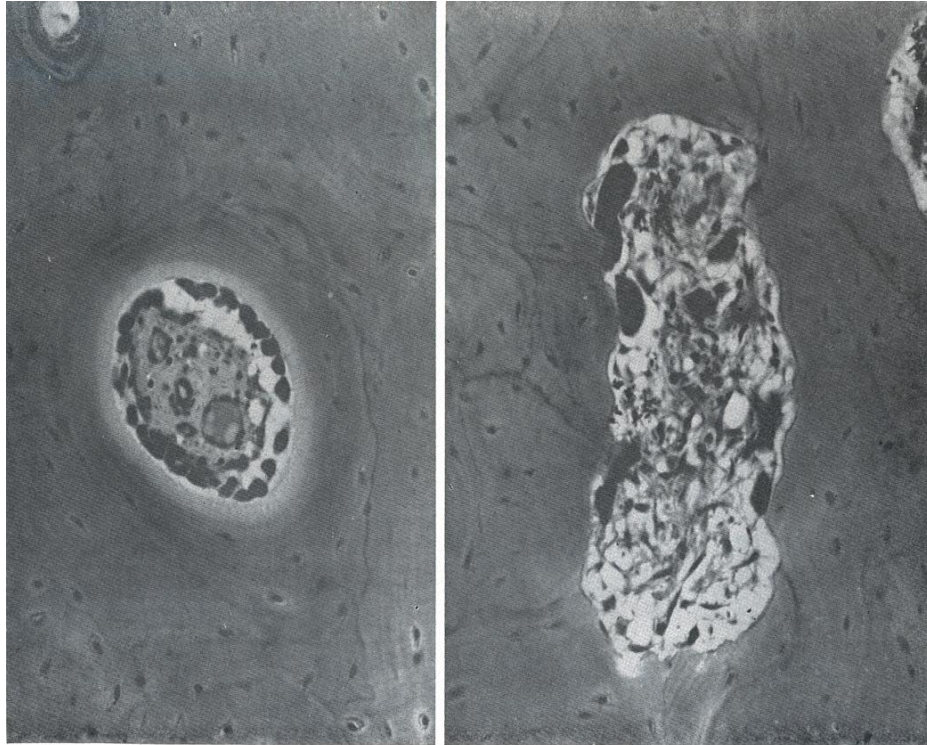


Figura. 1.12 Microfotografías de cortes transversales de hueso compacto mostrando un sistema haversiano casi completado (izquierda), obsérvese que el conducto se halla revestido de osteoblastos y su superficie es lisa; la sustancia intercelular orgánica recién depositada no se tiñe tan intensamente como la depositada previamente. Obsérvese en la imagen derecha que la superficie interna del túnel tiene aspecto corroído y que hay osteoblastos voluminosos intensamente teñidos distribuidos a su alrededor. Obsérvese que el túnel ha efectuado erosión en diversos sistemas haversianos.

[Ham, Arthur W., 1970]

1.7 MATRIZ ORGÁNICA

La sustancia orgánica intercelular del hueso es un producto de secreción de los osteoblastos, las fibrillas de colágeno constituyen alrededor del 90% de la matriz orgánica, otra porción de mucopolisacáridos⁶, posiblemente del tipo de los sulfatados y además presenta pequeñas cantidades de fibrillas reticulares y sustancias amorfas, (incluyendo ácido condroitin sulfúrico y ácido hialurónico) como se observa en la Figura 1.13 [Salter, R.B, 1979].

⁶ Polisacárido complejo heterosacárido que en su molécula tiene nitrógeno, se dividen en ácidos y neutros.

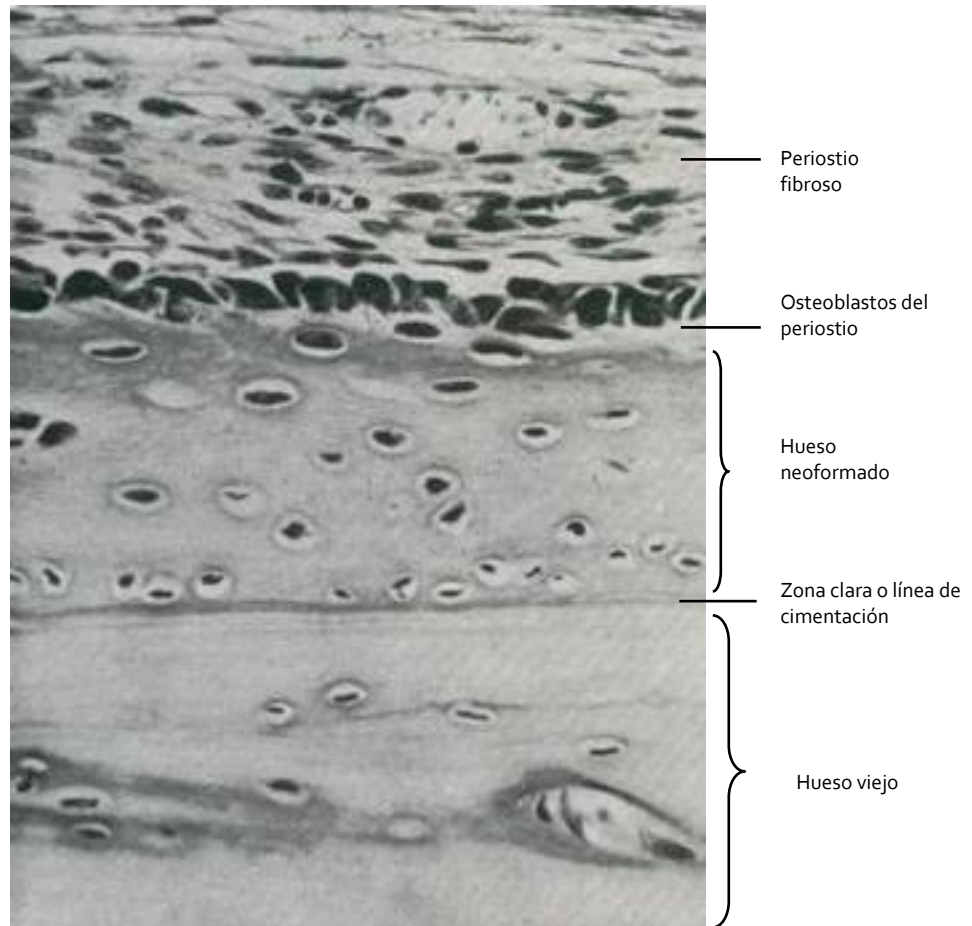


Figura. 1.13 Microfotografía periostio *activo* cerca de un foco de fractura. Obsérvese la diferencia entre los tipos celulares en las capas fibrosas y osteógena. Obsérvese como los osteoblastos se rodean de sustancia intercelular para transformarse en osteocitos.

[Ham, Arthur W., 1970,]

Del colágeno, las moléculas de tropocolágeno⁷ se sintetizan probablemente de las vesículas de la superficie rugosa del retículo endoplásmico de los osteoblastos formando microfibrillas con un diámetro de aproximadamente 20 a 40 ηm para posteriormente formar fibrillas de un tamaño aproximado de 0.2 a 12 μm .

Existen varios tipos de material colágeno, que consisten de formaciones en cadenas de proteínas; en el hueso es predominantemente del tipo I y pequeñas porciones de los tipos V y XII, son cadenas de polipéptidos enrollados entre si parecidos al ADN formando una especie de triple hélice Figura 1.14.

⁷ Unidad fundamental de las microfibrillas de colágeno; es una fibra de triple hélice dextrógira de tres cadenas polipeptídicas cada una de ellas.

El componente muco polisacárido actúa como cemento con el que se unen las fibrillas colágenas. Tal vez una también las microfibrillas para formar fibrillas. [Narváez, M.Y., 2004].

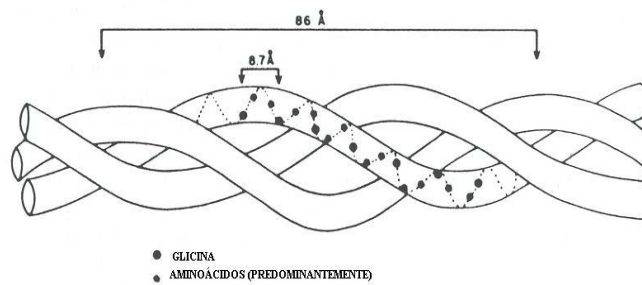


Figura. 1.14 Diagrama del arreglo de triple hélice del colágeno. [Fung, Yuang-Chen., 1993]

1.8 FASE INORGÁNICA O MINERAL

Las sustancias inorgánicas del hueso más importantes son el calcio y el fósforo, pero otros iones presentes incluyen el magnesio, sodio, hidroxilo, carbonato y fluoruro, incluso materiales radioactivos como estroncio 90 y radio [Salter, R.B., 1979].

Aunque se sabe que la verdadera composición bioquímica del cristal óseo varía durante toda la vida, se acepta generalmente que se trata de un cristal de hidroxiapatita Figura 1.15, con la fórmula de: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ [Sastre, 2004], formando cristales de 20 a 70 [nm] de longitud por 5 [nm] de grosor, colocados entre las fibras de colágeno y con una orientación de su eje axial igual que las fibras de colágeno, quedando incluidos en la matriz orgánica.



Figura. 1.15 Estructura cristalina de la hidroxiapatita proyectada sobre el plano 0001 [Sastre et al, 2004]

1.9 DIMENSIONES DE LAS ESTRUCTURAS

Las estructuras presentes en el hueso se resumen en el cuadro 1 clasificadas a partir de las dimensiones que presentan.

Cuadro 1 Dimensiones de las estructuras óseas

NIVEL	ESTRUCTURA		DIMENSIONES	
0	Huesos		Varios mm	
1	Hueso Cortical	Hueso esponjoso	<3mm	
2	Osteones Hueso intersticial	Trabéculas Paquetes trabeculares Hemiosteones	75 a 200 μm	100 a 300 μm
3	lámelas Canalículos	Lagunas Líneas de cemento	1 a 20 μm	
4	Colágeno Compuestos	Mineral	0.06 a 0.6 μm	

Esta clasificación de las estructuras óseas permite establecer la resolución necesaria en el estudio de cada nivel. Al visualizar la superficie de un hueso grande basta la resolución de 1 mm, mientras que para el espacio trabecular se necesita hasta 1 μm . Si se requiere analizar la ultraestructura del hueso y la estructura cristalina del mineral la resolución puede ser menor a 0.1 μm .

1.10 NIVELES DE ORGANIZACIÓN

Un material compuesto es un material que ha sido formado sin mezclar físicamente los constituyentes en un material homogéneo, lo que se observa en fases identificables.

Bajo esta definición el hueso es un material compuesto y sus propiedades mecánicas dependen de las de sus elementos constituyentes que son, principalmente, una fase mineral de cristales de hidroxiapatita y otra de colágeno.

A partir de estos elementos se forman estructuras más complejas y las propiedades resultantes dependen de su arreglo incluso a nivel celular.

De estos niveles de organización se tiene lo siguiente:

1. Los bloques de construcción básicos son las fibras de colágeno y los cristales de hidroxiapatita.
2. Estos bloques están colocadas en una manera ordenada dentro del armazón de colágeno formando las fibras de colágeno mineralizadas.
3. Las fibras mineralizadas están además ordenadas en arreglos paralelos.

4. Los arreglos de fibras de colágeno saturadas de minerales están organizadas dentro de una estructura tridimensional.
5. Las lamelas pueden ser además organizadas en estructuras cilíndricas, llamados osteones.

CAPÍTULO 2

CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DEL HUESO ESPONJOSO

INTRODUCCIÓN

Los estudios de propiedades mecánicas del hueso se han orientado en la determinación de éstas bajo diversas condiciones de carga, adaptando los mismos métodos empleados para estudiar los metales, las maderas, y otros materiales. Estos métodos se basan en principios mecánicos fundamentales. El hueso es un material viscoelástico, cuya organización varía de animal a animal y puede ser modificada en forma importante con el envejecimiento, la actividad física, y la enfermedad; a diferencia de los materiales compuestos de la ingeniería el hueso tiene un componente estructural fibroso (colágeno) como su matriz.

La naturaleza porosa del hueso esponjoso, se presta a si mismo a una descripción mecánica por las características estructurales y materiales. Las propiedades mecánicas del hueso esponjoso son determinadas por varios factores importantes, incluyendo densidad aparente y densidad de la ceniza (mineral), conectividad trabécular, localización. [Keller, Tony S. y Liebschner Michael A.K., 2000].

2.1 CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES

El hueso esponjoso se caracteriza por ser un tejido poroso, con travesaños y columnas trabeculares óseas, lo que determina su resistencia a las fuerzas de compresión, tracción y flexión las cuales son medidas comúnmente por las pruebas respectivas.

La frase común “propiedades mecánicas del hueso esponjoso” se refiere a las propiedades estructurales. Los valores de la resistencia y los de elasticidad del hueso esponjoso de acuerdo a información seleccionada de la literatura son 1.5 a 38 MPa y 10 a 1570 MPa, respectivamente. [Yuehuei H. et al., 2000] Las propiedades estructurales del hueso esponjoso son con mucho menores que las del hueso cortical.

Hay una correlación importante entre las características mecánicas del hueso esponjoso, para la resistencia y rigidez y su densidad aparente y densidad del mineral (o ceniza). En el hueso normal, más del 80% de la variación en su comportamiento mecánico se puede explicar a través de la densidad y de la orientación trabecular. [Yuehuei, 2000]

Las propiedades estructurales varían en las diferentes regiones anatómicas dependiendo de la densidad del hueso esponjoso y de la orientación de las trabéculas. En hueso, como en la madera y otras estructuras biológicas, existe una “dirección preferencial” en las trabéculas, a causa de ello el módulo de Young varía con la dirección que se analice. Por lo tanto el hueso es un material anisotrópico. El módulo de Young en hueso esponjoso también varía dependiendo de la región en que se analice, por lo tanto el hueso es también un material no homogéneo. [Turner C. H. y Burr D. B., 1993], específicamente para el estudio de sus propiedades mecánicas, el hueso puede ser considerado idealmente como un sólido elástico, homogéneo e isotrópico mediante la aplicación de la mecánica de medio continuo. Esta descripción esta bastante alejada del comportamiento real pero es una primera aproximación..

2.2 PROPIEDADES MECÁNICAS

Son definidas por las características intrínsecas de una trabécula, que ha sido medida por los métodos del ultrasonido, de compresión, pruebas de micro tracción, ensayos a flexión y modelado de elemento finito.

El módulo elástico del material del hueso trabecular (trabéculas individuales) es cerca de 10 a 30% menor que el del hueso cortical (tabla 2.1). [Yuehuei, 2000]

Tabla 2.1 PROPIEDADES MECÁNICAS DE HUESO ESPONJOSO

Muestra ósea	Método de prueba	Módulo Elástico (estructura trabecular) (GPa)	Referencia
Fémur bovino	Tracción	10.9 1.6 (húmedo)	Ashman 1988
Cresta iliaca humana	Tracción	0.8 0.4	Ryan 1989
Tibia proximal humana	Flexión en tres puntos	4.59	Choi 1990
Tibia humana	Flexión en cuatro puntos	5.7 1.3	Choi 1990
Tibia humana	Tracción	10.4 3.5	Rho 1993

2.3 DENSIDAD Y DENSIDAD APARENTE

Las propiedades mecánicas difieren en los dos tipos de hueso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso; esto es debido a que el hueso cortical es más denso. La densidad del hueso cortical está en función de la porosidad y la mineralización de la materia ósea. Su valor es de 1.9 g/cm³ aproximadamente. Así, éste soporta un mayor esfuerzo pero menor deformación antes de la fractura. El hueso esponjoso in vitro puede soportar hasta un 50% de deformación antes de empezar a tensionarse, mientras que el hueso cortical cede y se fractura cuando la deformación excede del 1.5 al 2%. Debido a su estructura porosa, el hueso esponjoso tiene una gran capacidad para el almacenamiento de energía [Keaveney y Hayes, 1993]. La diferencia física entre los dos tejidos óseos se cuantifica en términos de la densidad aparente del hueso, que se define como la masa del tejido óseo presente en una unidad de volumen de hueso (g/cm³).

La técnica utilizada comúnmente para obtener la densidad del hueso se basa en el principio de Arquímedes mediante la inmersión de muestras en líquidos y utilizando la ecuación 2.1.

$$\rho_{\text{hueso}} = \rho_{\text{fluido}} \frac{W}{W - S} \quad 2.1$$

Donde W es el peso del hueso seco y S es el peso del hueso sumergido

Para medir la densidad del hueso es importante la limpieza del espécimen. La médula se remueve con agua a presión y los residuos se remueven sumergiendo la muestra en acetona, esto provoca que se modifiquen las propiedades mecánicas por lo que las muestras no se pueden utilizar para otros fines. [Keller, Tony S. y Liebschner Michael A.K., 2000].

Otra alternativa consiste en utilizar alcohol etílico puro en lugar de agua para sumergir las muestras ya que humedece mejor la muestra y la medición es mas precisa; al sumergir la muestra en alcohol, este desplaza al agua de la matriz por lo que la muestra se debe rehidratar en solución salina para que recupere sus propiedades [Cowin, 2001].

Para comprender mejor las diferencias en el comportamiento del hueso respecto a otros materiales, se analizan las curvas esfuerzo-deformación para el hueso, el metal y el vidrio Figura 2.1. Las variaciones en la rigidez son evidentes por las diferentes pendientes de las curvas en la región elástica; el metal tiene la pendiente mas pronunciada y por eso es el material más rígido. La región elástica para el vidrio y el metal es una línea recta, indicando un comportamiento linealmente elástico; el hueso prácticamente no cede hasta que alcanza el límite de elasticidad. La curva del hueso muestra que la región elástica no es recta, sino ligeramente curva, indicando que el hueso no es linealmente elástico sino que se tensa en algún punto durante la carga en la región elástica [Bonfield, Li, 1967].

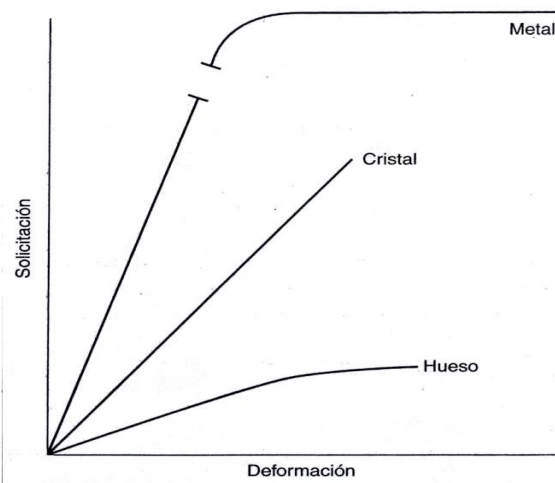


Figura 2.1 Curvas esfuerzo-deformación para diferentes materiales mostrando su comportamiento mecánico. [Frankel y Nordin, 2004]

La densidad aparente Figura 2.2 es un parámetro utilizado en el hueso esponjoso que se calcula dividiendo la masa del espécimen óseo después de remover la médula entre su volumen total incluyendo los poros. También puede obtenerse como $(1-P)$, donde P es la porosidad, cuando esta se obtiene mediante el conteo de puntos como se describe en el siguiente apartado.

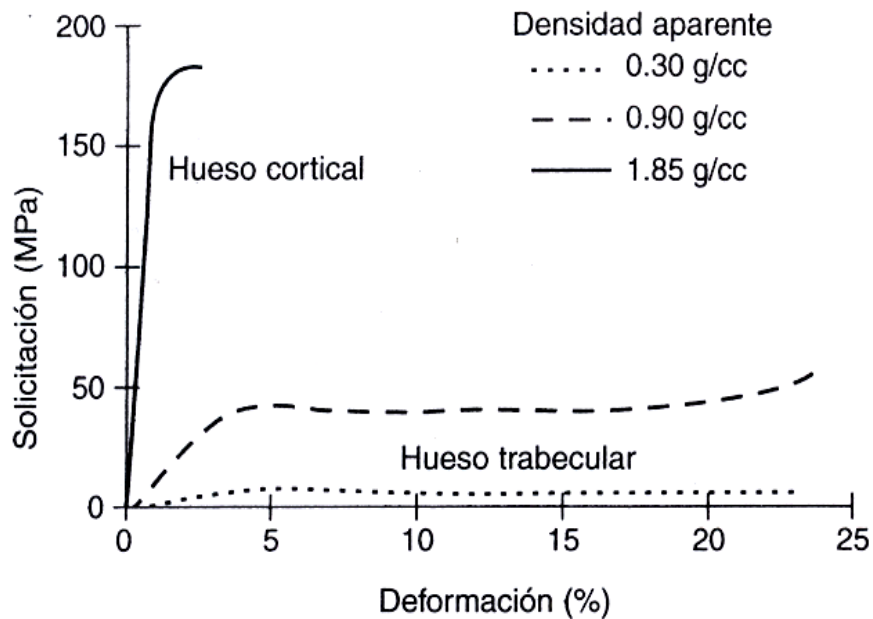


Figura 2.2 Ejemplo de las curvas esfuerzo-deformación del hueso cortical y esponjoso con diferentes densidades aparentes. Prueba realizada a compresión [Keaveney, Hayes, 1993]

2.4 POROSIDAD

La porosidad se define como la fracción de volumen que no está ocupada por hueso. En el caso del hueso esponjoso esta fracción suele estar ocupada por médula.

El valor de densidad aparente es muy útil para un cálculo preciso de la porosidad utilizando tanto la densidad aparente como la ósea mediante la ecuación 2.2.

$$P = 1 - \frac{\rho_{ap}}{\rho_{ósea}} \quad 2.2$$

En donde: ρ_{ap} es la densidad aparente y $\rho_{ósea}$ es la densidad del hueso, esta ecuación se obtiene partiendo de que la porosidad se define como el cociente del volumen de los poros entre el volumen total.

Además del procedimiento mencionado para determinarla se puede hacer uso de una técnica estereológica. Esta técnica consiste en dibujar una red de puntos sobre una imagen de una superficie pulida de hueso y se cuenta la fracción de puntos que caen sobre hueso. Este valor es exacto basándose en métodos estadísticos y es muy común su uso en la caracterización de materiales.

2.5 ANISOTROPÍA

Debido a que la estructura del hueso varía en las direcciones transversal y longitudinal [Rincón et. al., 2004], el tejido óseo muestra diferentes propiedades mecánicas cuando se carga en distintas direcciones, lo que demuestra su anisotropía. En la dirección longitudinal (0°), el módulo de elasticidad es el más alto, mientras que en la dirección transversal (90°), el módulo de elasticidad es el más bajo, y los valores tomados entre dichos ángulos tienen magnitudes variadas. La razón del fenómeno de la anisotropía es la orientación longitudinal de las fibras de colágeno y los osteones Figura 2.3.

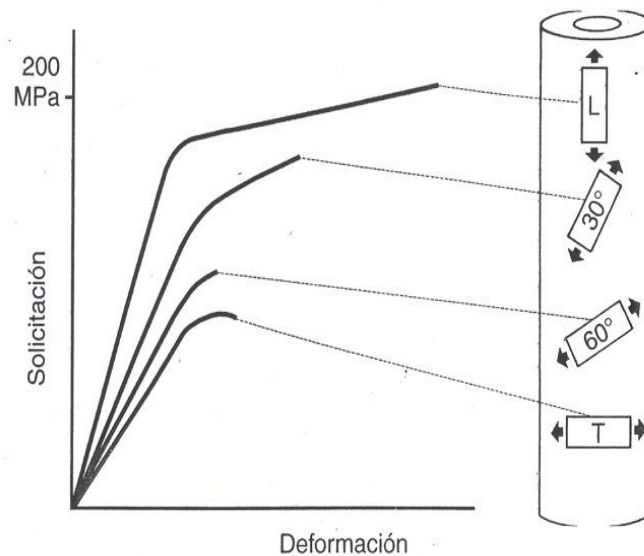


Figura 2.3: Comportamiento anisotrópico de especímenes de hueso cortical de la diáfisis femoral humana probada a tracción en cuatro direcciones diferentes [Frankel y Burstein, 1970]

2.6 CARACTERÍSTICAS BIOMECÁNICAS DEL HUESO.

Biomecánicamente, el tejido óseo puede ser considerado como un material compuesto de dos fases, con el mineral como una fase y la matriz colágena como la otra [Narváez, 2004]. Funcionalmente, las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su resistencia y rigidez.

La curva esfuerzo-deformación del hueso, como la de otros materiales, puede ser dividida en dos regiones: la región elástica y la región plástica Figura. 2.4.

Dentro de la región elástica, el hueso imita a un resorte, esto es, la deformación en el hueso incrementa linealmente con el aumento de la carga, y después que la carga es retirada el hueso regresa a su forma original.

Conforme continúa la carga, las fibras mas alejadas del eje neutro del hueso comienzan a tensarse en el mismo punto donde se aplica la carga. Este límite de elasticidad refleja el límite elástico de la muestra. Si la carga rebasa ese límite elástico, comienza a generarse el comportamiento plástico (segunda porción de la curva), llamada también región plástica. En esta región, el hueso no volverá a su forma original y cierta deformación será permanente. Si la carga se sigue aumentando, el hueso se fracturará en algún punto, llamado esfuerzo último de fractura.

Hay efectos viscosos durante su deformación, los cuales son debidos a fluidos en la matriz del hueso que causan algunas pérdidas de la energía elástica. Aún así es razonable una aproximación matemática que trate al hueso como un resorte, o de otro modo el análisis de esfuerzos resultaría sumamente complicado.

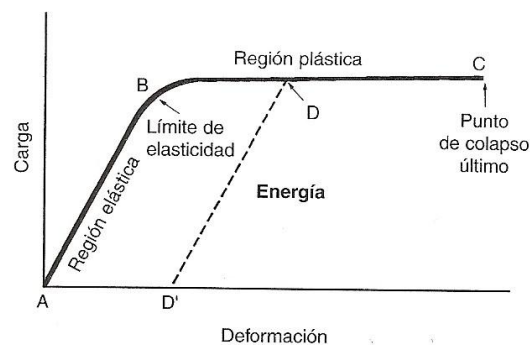


Figura. 2.4 Gráfica esfuerzo-deformación [Frankel y Nordin, 2004]

La pendiente de la curva esfuerzo-deformación dentro de la zona elástica para el hueso, también define al módulo elástico o módulo de Young, el cual representa la rigidez del material. ecuación.2.3 [Frankel y Nordin, 2004]

$$E = \sigma / \varepsilon$$

2.3

Para el hueso trabecular o esponjoso, la definición de rigidez se vuelve más difícil. El hueso esponjoso está hecho de trabéculas individuales cada una de las cuales tiene su propio módulo y en conjunto forman una estructura que tiene su propia y única rigidez. Por lo tanto el hueso esponjoso tiene un *módulo material* (algunos autores utilizan los términos *módulo efectivo* "effective modulus" y *módulo del tejido* "tissue modulus"), el cual indica la rigidez para cada trabécula, y un *módulo estructural* (otro término comúnmente usado es *módulo aparente* "apparent modulus"), el cual es la rigidez de la estructura trabecular o conjunto de trabéculas. La mayoría de los estudios biomecánicos del hueso esponjoso se concentran en las propiedades estructurales debido a que las propiedades materiales de la trabécula son difíciles de cuantificar.

En lo que se refiere al punto de fluencia, la región elástica es a menudo reportada como "*preyield region*" y la región plástica como "*postyield region*".

En el hueso los mecanismos que hacen que las deformaciones sean permanentes en la región plástica son el deslizamiento de las líneas cementales, microfacturas en las trabéculas, crecimiento de fallas o por la combinación de todas ellas. [Turner, C. H. y Burr D. B., 1993].

En el caso del tejido óseo, el módulo de Young depende, entre otras cosas, del grado de mineralización que presente. Esta dependencia ha sido descrita en relaciones lineales y cúbicas [Currey, 1988, 2001]. Ya que el tejido óseo se remodela constantemente, el grado de mineralización es variable, sobre todo tomando en cuenta las edades de las muestras que se usan para la experimentación [Frankel y Nordin, 2004].

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA PARA LA REALIZACIÓN DEL ENSAYO DE TRACCIÓN

INTRODUCCIÓN

El comportamiento mecánico de un material refleja la relación entre la carga aplicada y la respuesta del material (deformación). Las propiedades mecánicas de los materiales se determinan realizando ensayos cuidadosos de laboratorio que responden las condiciones reales hasta donde es posible. Los factores que deben considerarse son la naturaleza de la carga aplicada, su duración, así como las condiciones del medio.

Es necesario determinar qué nivel o niveles estructurales del órgano deben ser investigados.

La consideración solo de la geometría puede no explicar todas las diferencias observadas en el hueso entero o la resistencia estructural de las muestras del hueso. La prueba mecánica del hueso es directa. Los resultados experimentales, pueden afectarse por los métodos de la preparación de la muestra y por condiciones ambientales.

La prueba extensible (ASTM¹ C565, D1623, D3039, D3044, E8, y E132) proporciona una fuente de las técnicas para llevar a cabo la prueba. Éstas se pueden aplicar generalmente al hueso, aunque las modificaciones al tamaño de la muestra y al método de sujetar las muestras de la prueba pueden ser necesarias.

¹ Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (ASTM).

3.1 FUENTES DEL HUESO

Dependiendo de la fuente de los huesos, se deben considerar la técnica de corte, y los métodos de prevención de la autólisis² post-mortem.

Hay varias fuentes importantes de huesos que se pueden utilizar en la prueba mecánica. Primero, los especímenes pueden obtenerse de pacientes durante cirugía. Debido a la necesidad funcional y al volumen limitado en el cuerpo humano, la precisión del procedimiento es esencial.

Las muestras se pueden también obtener en la autopsia. Para evitar los efectos causados por la autólisis (especialmente evidentes en animales pequeños), la autopsia se debe hacer inmediatamente después de que el sujeto, humano o animal, ha muerto. Si esto no es posible, el cuerpo debe ser puesto en un bolso plástico hermético y en un refrigerador hasta que se realiza la autopsia. Si las muestras se toman dentro de varios días (hasta 3-4 días) de la muerte, no habrá cambio significativo en las propiedades mecánicas del hueso. El cuerpo nunca debe ser congelado si la evaluación histopatológica de los tejidos finos también se necesita, porque se forman los cristales de hielo dentro de las células, y al deshielo ocurre la ruptura de las células hace difícil o imposible la evaluación histológica. [Yuehuei, 2000]

Al obtener huesos de cadáveres humanos, las muestras se deben tomar inmediatamente después la muerte. Sin embargo, la mayoría de los cadáveres disponibles son fresco-congelados, lo que es aceptable para la mayoría de los propósitos de las pruebas mecánicas. Los cuerpos embalsamados con formalina no son apropiados para las pruebas de propiedades mecánicas del hueso, porque el hueso también es afectado por la formalina y las propiedades mecánicas han cambiado parcial o totalmente.

Otra fuente del hueso es el matadero animal. La mayoría de los animales son sacrificados y almacenados en una cámara fría por varios días antes de que se hagan los cortes de carne. Idealmente, el hueso debe ser obtenido inmediatamente después de que el animal sea sacrificado. [Yuehuei, 2000]

3.2 OBTENCIÓN DEL HUESO

Al quitar tejidos finos (músculos, tendones, etc.) suaves, es necesario hacerlo con precaución para evitar cortar la superficie del hueso, lo que causaría concentraciones de esfuerzos. Esto es de especial importancia cuando el hueso se obtiene para pruebas de hueso-entero y especialmente significativo para los huesos de animales pequeños.

² Desintegración o digestión del tejido por fermentos secretados por sus propias células.

Las muestras que se utilizarán para la prueba mecánica se deben obtener con los suficientes tejidos finos alrededor de la zona de interés (no aplicable para el muestreo de pacientes en cirugía). Las sierras de mano o de alambre son eficientes para el corte del hueso. [Cowin, S., 2001], [Yuehuei, 2000]

Mantener el tejido fino suave circundante (músculo, facia o piel) intacto es muy provechoso para proteger el hueso contra la deshidratación. [Yuehuei, 2000]

3.3 PRESERVACIÓN DEL HUESO

El hueso se debe colocar en el congelador en la primera hora después de que se haya obtenido y almacenado a -20°C [Yuehuei, 2000]; durante todas las etapas de la preparación de la muestra, el hueso se debe mantener hidratado con solución salina isotónica por varias horas antes de la prueba, mientras tanto las muestras deben ser refrigeradas.

Con respecto a las condiciones de almacenaje para las muestras, es necesario considerar factores tales como temperatura, humedad, uso de las soluciones de preservación (sales o fijadores).

Melnis y Knets encontraron que diversas condiciones al almacenar el hueso con su tejido fino desempeñan un papel importante en sus propiedades mecánicas. Evaluaron cinco diversas condiciones de almacenaje [Yuehuei, 2000].

1. Almacenado en condiciones ambiente (18°C , humedad: el 65%) y sometido a prueba bajo las mismas condiciones
2. Almacenado por 30 días en paquetes de polietileno de -4 a -7°C y probado a 37°C y humedad de 90%
3. Almacenado por 30 días en 0.9% NaCl de -4 a -7°C y probado a 37°C y humedad de 90%;
4. Igual que el inciso 3. Solo que, durante la prueba, las muestras fueron envueltas en material suave saturado con sales.
5. Almacenado a 18°C y humedad 65% y dos días antes de las pruebas mantenidas sales.

3.4 TAMAÑO Y GEOMETRÍA DE LA MUESTRA

La geometría más común de la muestra es la de un cubo o de un cilindro Figura 3.1 Un concepto importante en la producción de muestras cilíndricas es la relación entre la longitud y el diámetro (L/D). Las muestras cilíndricas con un cociente de L/D entre 2 y $1\frac{1}{4}$ se han utilizado con los diámetros que se extendían a partir de 5 a 20 milímetros, y a longitudes que se extienden a partir de 2.75 a 12 milímetros. Una muestra con un cociente de 2:1 es lo menos sensible a los efectos combinados de la fricción. [Turner C. H. y Burr D. B., 1993].

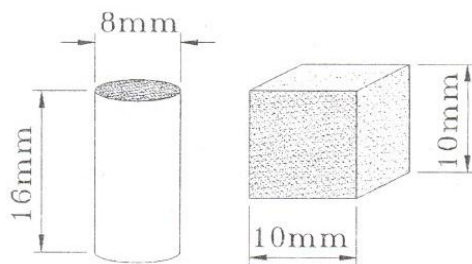


Figura 3.1 Diagrama de muestras cilíndrica y cúbica [Keller, Tony S. y Liebschner Michael A.K., 2000]

Las muestras de hueso esponjoso maquinadas en forma cilíndrica, deben ser suficientemente largas para permitir que la estructura trabecular sea tratada como un medio continuo. Así las muestras deben tener un diámetro mayor que 4 mm, pero no deben exceder de 10 mm debido a la no homogeneidad, y orientación trabecular del hueso. [An Draughn, 2000].

3.5 PREPARACIÓN DE LA MUESTRA

Existen tres factores importantes a considerar en la realización de pruebas mecánicas en muestras óseas: la preservación de la muestra, su hidratación y la temperatura a la que se realiza la prueba.

La parte experimental abarca la preparación de las muestras ya que, al tratarse de material orgánico, es de gran importancia observar estrictas normas de seguridad e higiene. En todos los casos es primordial la conservación de los especímenes, así como el uso de guantes de látex, bata, cubrebocas y, en el caso de los cortes, el uso gafas de seguridad para evitar que se incrusten fragmentos de hueso desprendidos durante los mismos.

Las dimensiones de las trabéculas del hueso esponjoso son de varias decenas de micras por lo que el uso de solventes para eliminar los rastros de tejido y médula no produce daños apreciables a la estructura [Helfrich, 2003].

Una vez que se extraen los huesos del espécimen, se retiran los restos de tejido suave del exterior del hueso y se procede a efectuar cortes. En este caso los cortes y el resto de la preparación dependen del equipo al que son destinados.

En el caso de la hidratación se ha documentado que el hueso seco presenta un incremento en su módulo Young y en su resistencia, así como un decremento en su dureza [Cowin, 2001]. Estas variaciones son importantes para establecer las propiedades del hueso de manera precisa por lo que es necesario conservar el hueso en condiciones fisiológicas.

Los protocolos más recientes sobre pruebas con hueso sustituyen la solución salina por un buffer PBS (solución salina fosfatada) al 7.2 pH [Helfrich, 2003]. Además de esto se ha documentado que la pérdida progresiva de calcio en las muestras de hueso afecta las propiedades mecánicas; debido a esto se propone añadir un compuesto de calcio a la solución usada [Gustafson, 1996].

Después de que el hueso está seco los valores del módulo de Young y del esfuerzo último generalmente se incrementan, pero su tenacidad disminuirá. La disminución de la tenacidad es debida al hecho de que el hueso seco es más quebradizo que el hueso húmedo, así mientras el esfuerzo debe ser más elevado para causar la fractura, la muestra absorbe menos energía antes de la falla. Para ensayos exactos es mejor hidratar la muestra mientras se le está realizando el ensayo mecánico. Para lograr esto se puede mantener las muestras envueltas en un paño a gasa mojada con solución salina durante la prueba. [Cowin, 2001]

El funcionamiento del hueso *in vivo* es a una temperatura media de 37 °C, comparando con pruebas hechas a temperatura ambiente de 23 °C se han reportado incrementos de 2 a 4 % en el módulo de Young [Cowin, 2001], [Turner C. H., Burr D. B., 1993].

En condiciones naturales el hueso tiene un comportamiento viscoelástico pero al secarse su comportamiento es elástico lineal. El comportamiento viscoelástico presenta una resistencia a la carga proporcional a la velocidad a la cual se aplica la misma por lo que se debe establecer una velocidad de aplicación de la carga adecuada. Con el objetivo de simular las condiciones *in vivo* se deben utilizar velocidades de 0.01 a 0.08 s⁻¹ que son las que se presentan en la actividad diaria.

Los cortes finos se pueden realizar con una sierra de diamante Figura. 3.2. la cual es particularmente buena para cortes paralelos lisos.



Figura. 3.2 Cortadora de disco de diamante

Para la extracción de muestras cilíndricas, se puede utilizar un taladro de banco para las muestras relativamente grandes (>5 mm diámetro).

Para prevenir los efectos nocivos de la vibración, se pueden utilizar las abrazaderas "C" para asegurar el hueso a la plataforma de la máquina. Para muestras de diámetros de 4 a 5 milímetros o menores, se recomienda un torno o un esmeril. Aunque los taladros eléctricos de mano pueden ser utilizados, no son ideales para extraer muestras cilíndricas (figura 3.3).



Figura. 3.3 Taladro de banco

El esmerilar o el pulir es común para nivelar las superficies irregulares del corte. Esto es de especial importancia para las pruebas destructivas debido a que las imperfecciones en la superficie de la muestra sirven como iniciadores de grietas. [Yuehuei, 2000].

3.6 CONSERVACIÓN E HIDRATACIÓN DE LA MUESTRA

El agua explica el aproximadamente 6% del peso y el 11% del volumen del hueso hidratado. Así, los cambios en el contenido de agua tienen un efecto significativo en las propiedades mecánicas. Se ha demostrado que las propiedades mecánicas pueden variar perceptiblemente dependiendo del almacenaje y la manipulación de los procedimientos usados después del retiro del tejido fino del cuerpo. [An Draughn, 2000].

Cualquier tratamiento del hueso que cambia la naturaleza o la composición relativa de estos componentes puede influir en el comportamiento mecánico. El almacenaje en soluciones salinas o de alcohol, el embalsamamiento, el congelado, y el permitir el secado (deshidratación) de la muestra afectan las propiedades del hueso. Las propiedades del hueso fresco pueden variar en un período de tiempo corto si a éste se le permite secarse. Por ejemplo, los muestras mantenidas a temperatura ambiente por 24 horas sin la preservación demostrarán alrededor de una declinación del 3% en el módulo de Young. [Yuehuei, 2000]

Para la preservación óptima de las propiedades físicas y mecánicas del hueso, se recomiendan los métodos siguientes del almacenaje: Para larga duración, el hueso se debe congelar y mantener tan húmedo e hidratado como sea posible; para reducir al mínimo la liofilización³ del tejido fino del hueso, la musculatura circundante se debe dejar intacta, y abrigarlo con gasas y un bolsa de plástico; si la musculatura y los tejidos finos suaves que rodean deben ser quitados antes de congelar, el tejido fino del hueso se debe, empapar en solución salina normal, envolver con gasas y plástico, y colocar en bolsas plásticas con sellado hermético.

Las muestras pequeñas se pueden preservar hasta 3 meses a temperatura ambiente en una solución de 50% salino y de 50% alcohol. La preservación del hueso en etanol o en solución salina da lugar a cambios mínimos en las propiedades mecánicas del hueso. Ashman en 1989 encontró eso al mantener muestras en etanol del 50% y soluciones salinas del 50% hasta por 90 días, las cuales dieron lugar a una declinación del 2% en el módulo de Young. Sedlin y Hirsch en 1966 encontraron que el etanol puede ser algo menos eficaz como preservativo. Las muestras del hueso almacenadas en el etanol del 40% de 5 a 10 días tenían una disminución de 2.5 a del 4% del módulo de Young. [Yuehuei, 2000].

³ Deshidratación o eliminación de agua.

Las muestras del hueso preservadas en la solución de etanol perderán un poco de agua residual, así que es importante empaparlos en una solución salina isotónica varias horas antes de la prueba, mientras tanto deben ser refrigeradas. [Yuehuei, 2000]

Sedlin y Hirsch en 1966 encontraron variaciones en las muestras embalsamadas tanto en resistencia y elasticidad comparadas con el tejido fresco. Evans encontró un aumento del 68% en el módulo de Young y en el esfuerzo máximo. McElhaney et al. en 1964 encontraron una disminución de 1 a 9% a tracción y una disminución de 12 a 18% a compresión, del hueso de los bovinos. Aunque los resultados de estos dos estudios son ambiguos, ambos indican que el embalsamado altera dramáticamente el comportamiento mecánico del hueso. La prueba mecánica de muestras fijadas en formalina proporciona solamente datos concernientes a otras muestras fijas, y los resultados de muestras individuales no proporcionarán una medida exacta de las propiedades verdaderas del hueso. Por lo tanto, siempre que sea posible, el tejido fino del hueso se debe probar en muestras no embalsamadas. Indiscutiblemente, el mejor método de preservación a largo plazo es el almacenado en solución salina, envueltas en gasa. [Yuehuei, 2000],[Turner, C.H. y Burr, D.B., 1993].

3.7 EQUIPO Y CONDICIONES PARA EL ENSAYO DE TRACCIÓN.

Las herramientas básicas para realizar pruebas biomecánicas sobre hueso incluyen una máquina de pruebas mecánicas, transductores que midan deformaciones y un sistema que guarde información de carga y desplazamiento.

La mayoría de las máquinas de pruebas mecánicas están equipadas con celdas de carga que detectan la carga aplicada sobre una muestra, además de que contienen transductores que muestran el desplazamiento debido a tal carga, de la cual la deformación de la muestra puede ser calculada, pero tales mediciones son a menudo poco exactas debido a desplazamientos no homogéneos dentro de las muestras. [Turner C. H., Burr D. B., 1993] (figura. 3.4).

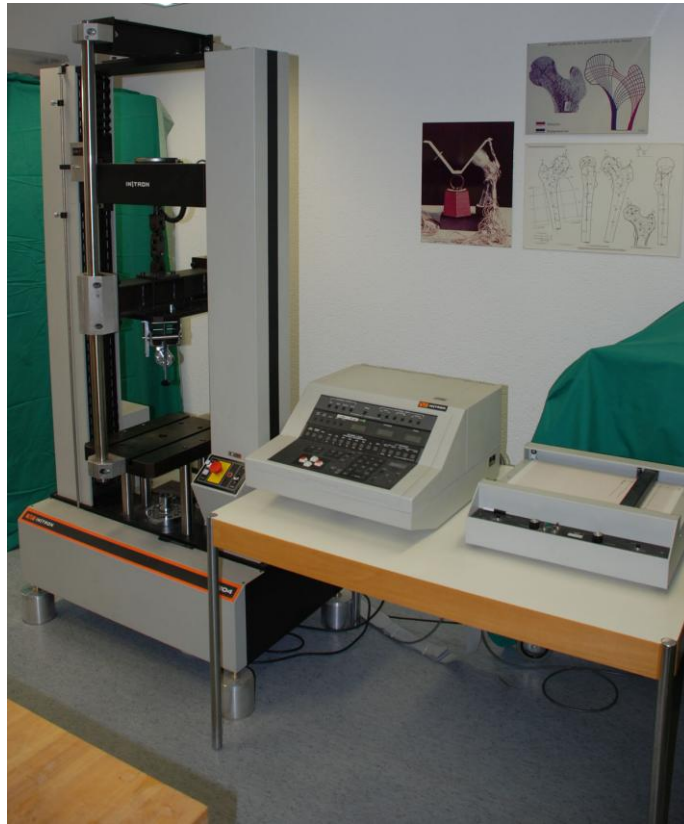


Figura. 3.4 Máquina Universal de pruebas INSTRON

Para las pruebas de tracción los extremos del hueso se fijan en resina dental en las pruebas de tracción. La carga se aplica comúnmente a velocidad lenta constante (1 mm/min). La carga en el punto máximo de la curva carga-desplazamiento se toma como la carga última. Cuando se realiza un ensayo de tracción, es esencial una sujeción fuerte entre la muestra y la máquina. El deslizamiento de los extremos de la muestra dará un resultado incorrecto y conducirá a una curva errónea de esfuerzo-deformación.

Una manera simple de registrar los datos es una curva esfuerzo-deformación de la cual el esfuerzo último, rigidez, y deformación pueden ser obtenidos. Una curva esfuerzo-deformación no se traza siempre. El esfuerzo último y el módulo elástico (si fuera aplicable) son calculadas a menudo con las cargas registradas.

Cuando se desarrolla una prueba extensible, el efecto de la interfaz de la muestra-máquina debe ser considerado. Cualquier aflojamiento o limitada rigidez en la interfaz conducirá a una subestimación de los valores verdaderos de la muestra. Por lo tanto, una conexión rígida entre la muestra y la máquina es esencial.

Una muestra dumbbell-formado o una muestra extremo revestido de Polimetilmetacrilato (PMMA) son dos estrategias comunes para alcanzar la buena vinculación entre la muestra y la máquina Figura 3.5.

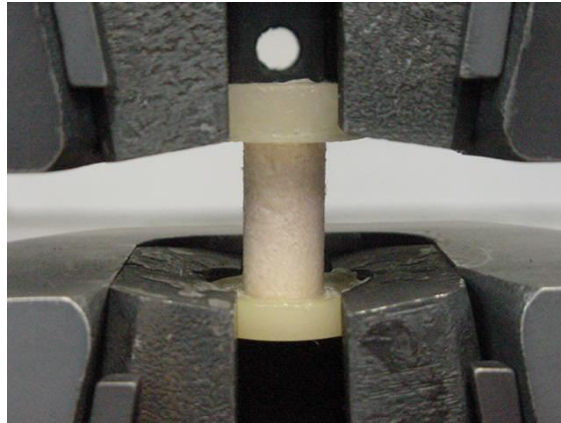


Figura. 3.5 Vinculación Máquina-Muestra extremo revestido con PMMA

El deslizamiento de los extremos de la muestra del encapsulado, o de la máquina de pruebas puede causar un efecto indeseable en una prueba, dando lugar a que el ensayo se descarte. En este caso, cuando este deslizamiento es medido por la máquina durante la prueba, conducirá al desarrollo de una curva incorrecta esfuerzo-deformación y dará lugar a severos errores en la determinación de las propiedades del materia. Para las muestras muy cortas, puede también haber influencia negativa de la distribución no uniforme de la tensión en la línea del contacto del sujetador con la muestra.

3.8 MÉTODO DE ENSAYO DE TRACCIÓN

Una prueba de tensión proporciona información sobre la resistencia y la deformabilidad de los materiales: esta información puede ser utilizada para comparar materiales, mejorar aleaciones, control de calidad en los materiales y diseñar bajo ciertas circunstancias. La prueba de tracción tiene como finalidad determinar la curva esfuerzo - deformación de un material en el que se identifiquen el límite de proporcionalidad (punto A de la Figura 3.6), esfuerzo de fluencia (punto B de la Figura 3.6), esfuerzo último (punto D de la Figura 3.6) y el esfuerzo de ruptura nominal (punto E de la Figura 3.6) o también el esfuerzo de ruptura real (punto E' de la Figura 3.6). Sin olvidar que la pendiente de la curva en la zona elástica define el módulo de elasticidad del material.

También es factible, mediante esta prueba obtener el grado de ductilidad que presenta un material si se calculan los porcentajes de elongación o el de reducción de área. La relación lineal que existe entre la deformación unitaria y el esfuerzo dentro de la zona elástica fue enunciado en 1678 por Robert Hooke. Posteriormente Thomas Young en 1807

introduce la expresión matemática que define esta relación agregándole la constante de proporcionalidad conocida como módulo de elasticidad o de Young. Esta expresión conocida como la ley Hooke sólo es válida cuando:

- La carga aplicada es axial.
- La probeta es homogénea y de sección constante.
- El esfuerzo no sobrepase el límite de proporcionalidad.

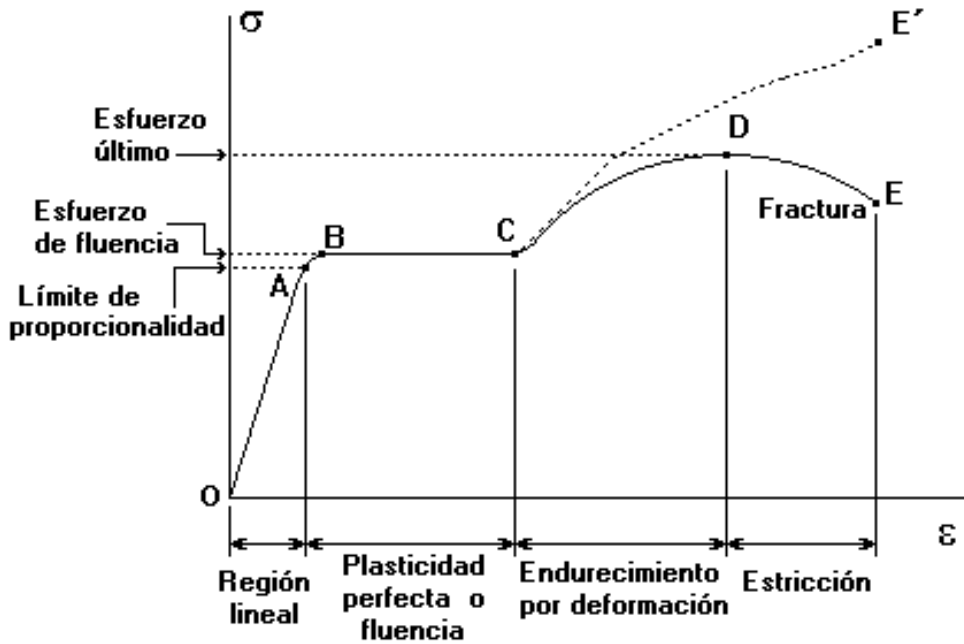


Figura 3.6 Diagrama esfuerzo - deformación unitaria de una prueba de tracción

El esfuerzo Ecuación 3.1 está definido como la fuerza por unidad de área, la deformación unitaria como el incremento de longitud en una longitud calibrada bajo cierta carga Ecuación 3.2 y el módulo elástico como la pendiente de la curva hasta el límite de proporcionalidad. Siguiendo estas definiciones se puede calcular el módulo de elasticidad de cualquier material si se conoce la deformación unitaria nominal y el área transversal a la dirección en que se aplica la carga axial mediante la ley de Hooke.

$$\sigma \equiv E\varepsilon \quad 3.1$$

$$\varepsilon \equiv \frac{\Delta l}{l_0} \quad 3.2$$

La ductilidad es otra importante propiedad mecánica Figura 3.7 Es la medida de el grado de deformación plástica que resiste hasta la fractura. Un material que tiene muy poca o no tiene deformación plástica hasta la fractura es llamado frágil.

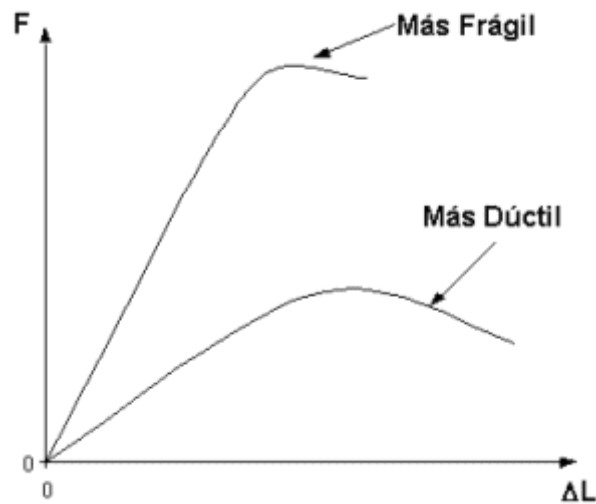


Figura 3.7 Representación esquemática del comportamiento de la curva esfuerzo-deformación para un ensayo de tracción con materiales frágiles y dúctiles

La ductilidad puede expresarse cuantitativamente como porcentaje de elongación. El porcentaje de elongación se calculan mediante la ecuación 3.3.

$$\% \text{ Elongación} = \frac{l_f - l_0}{l_0} \cdot 100$$

3.3

Para fines de cálculo , el esfuerzo de cedencia aparente del material es el valor utilizado en la práctica común, debido a la dificultad para determinar exactamente el límite de proporcionalidad en la curva esfuerzo deformación.

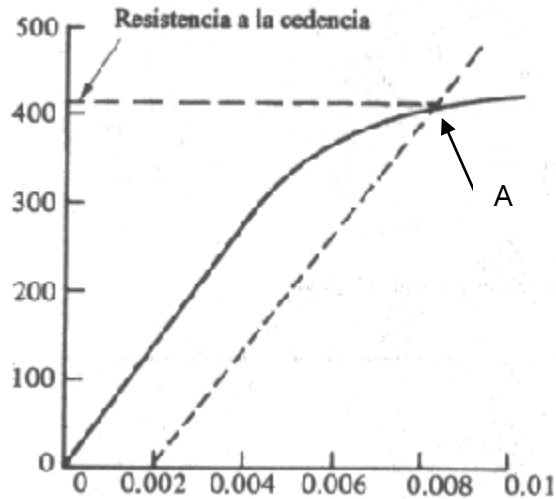


Figura 3.8 Método de corrimiento para determinar el esfuerzo de cedencia aparente

El esfuerzo de cedencia aparente de un material (punto A de la Figura. 3.8) se determina con el método de corrimiento, trazando una línea paralela a la curva en su zona elástica a partir de un 0.002 (0.2 %) de deformación unitaria, como se muestra en la Figura 3.8

La prueba de tracción es uno de los métodos mas exactos para medir las propiedades del hueso, pero las muestras de hueso deben ser relativamente largas y cuidadosamente maquinadas. Las pruebas para muestras de hueso cortical [Reilly, et al, 1974] y de hueso esponjoso [Ashman, et al, 1987] se muestran en la Figura 3.9. Estas muestras se diseñan de tal manera que la mayoría de los desplazamientos ocurran en la parte central de la muestra. El esfuerzo se calcula como la fuerza aplicada dividida entre el área a la mitad de la muestra.

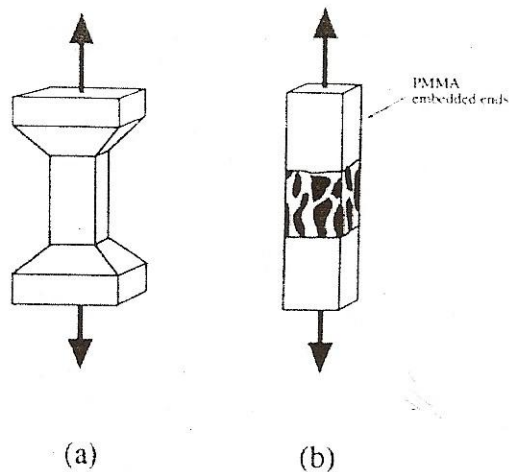


Figura. 3.9 Muestras de hueso cortical (A) y esponjoso (B) para ensayo de tracción [Reilly, et al., 1974], [Ashman, et al., 1989]

Asumiendo que la fuerza es aplicada en forma axial sin producir ningún momento flexionante, la prueba de tracción determina una medida muy exacta de las propiedades mecánicas del hueso.

Existe una diferencia mecánica entre la rigidez intrínseca y la rigidez extrínseca del hueso. Para una prueba de tracción en un hueso, la rigidez intrínseca es igual al módulo de Young (EA) mientras que la rigidez extrínseca es igual a EA/L donde A es el área transversal de la muestra y L es la longitud de la muestra. [Ashman, 1989].

Queda claro que la rigidez extrínseca no solo depende de la elasticidad sino también de la longitud de la muestra.

El ensayo de tracción se encuentra limitado por la necesidad de una muestra relativamente grande (de 15 a 20 mm de longitud). Esta limitante es especialmente real cuando se prueba hueso esponjoso por que la muestra debe ser suficientemente grande para permitir a la estructura trabecular ser tratada como un continuo. También se requiere una muestra de cuando menos 4 a 8 mm de ancho [Harrigan, et al, 1988].

CAPÍTULO 4

PRUEBAS EXPERIMENTALES Y ANALISIS DE RESULTADOS

INTRODUCCIÓN

Al tratarse de una estructura predominantemente mecánica, el estudio de las propiedades mecánicas del hueso constituye uno de sus campos principales de investigación. Desde una perspectiva macroscópica de huesos completos, hasta las propiedades de las fibras de colágeno y los cristales de hidroxapatita, determinar constantes elásticas de estos materiales contribuye a predecir su comportamiento.

Sin el supuesto de que el hueso es un medio continuo sería muy complicado el análisis incluso de los resultados de pruebas mecánicas debido a que muchas de las ecuaciones que se utilizan para el análisis de resultados consideran que el material bajo prueba es homogéneo e isotrópico.

La preparación de probetas para realizar los ensayos de tracción requiere de la consideración de algunos parámetros como son la temperatura, velocidad de deformación e hidratación de la muestra, ya que deterioro de las propiedades mecánicas empieza desde que se suspenden las condiciones fisiológicas.

4.1 CORTE DE PROBETAS

Las muestras cilíndricas se obtuvieron usando una herramienta llamada comúnmente sacabocados, que extrae el hueso esponjoso. Al usar una herramienta de banco, la muestra y la herramienta se mantuvieron hidratados con solución salina. La irrigación con agua o solución salina es necesaria para prevenir el calentamiento de las muestras de hueso durante el proceso de maquinado ya que el calor que se produce al momento del corte puede necrosar (matar) las células vivas y alterar las componentes minerales afectando las propiedades estructurales de la muestra y así obtener resultados erróneos.

Para realizar pruebas sobre hueso esponjoso las muestras más usadas son las probetas cilíndricas. Estas probetas a diferencia de las rectangulares minimizan los bordes y evitan la concentración de esfuerzos.

La forma más fácil de obtener estos cilindros es mediante el uso de sierras rotativas para taladros. El hueso no es un material muy difícil de cortar comparado con los materiales que se usan en ingeniería por lo que se emplearon sierras bimetálicas. Estas sierras se consiguen comercialmente en diámetros de aproximadamente 14mm como mínimo (9/16 pulg) Figura 4.1.



Figura 4.1 Sacabocados para extracción de muestra cilíndrica

Después de obtener los cilindros de hueso se ajusta la longitud de la probeta con una sierra de disco de diamante Figura 4.2, para eliminar los extremos que se dañan al sacar el cilindro de la sierra.

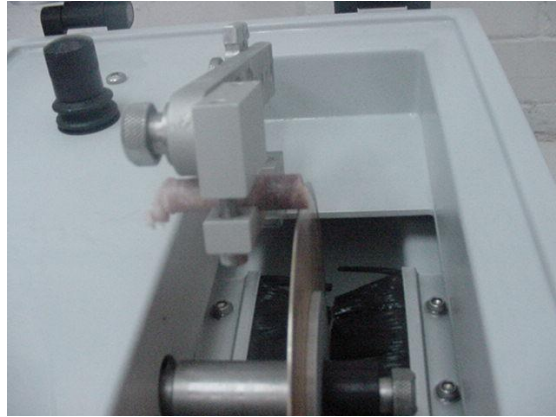


Figura. 4.2 Sierra eléctrica de disco de diamante para ajustar los extremos de la muestra

4.2 ENCAPSULAMIENTO DE LOS EXTREMOS DE LA MUESTRA

- El espécimen es limpiado mecánicamente con una pistola de agua de alta presión en la región a cementar.
- El espécimen es desengrasado en esa región particular con tricloroetileno o blanqueador al 10% con 90% de agua en un baño de ultrasonido por 10 min.
- La región es secada con aire aplicado a presión.
- Los extremos se encapsulan en un molde con acrílico (PMMA)

Las muestras se deben rehidratar inmediatamente después de los procedimientos de la preparación superficial y del encapsulamiento, para prevenir cualquier pérdida de la resistencia asociada a la deshidratación relacionada con la preparación de la muestra. El volumen del molde de encapsulamiento no debe exceder tres veces el volumen de la región del hueso incluida en el cemento (acrílico)[An Draughn, 2000] Figura 4.3

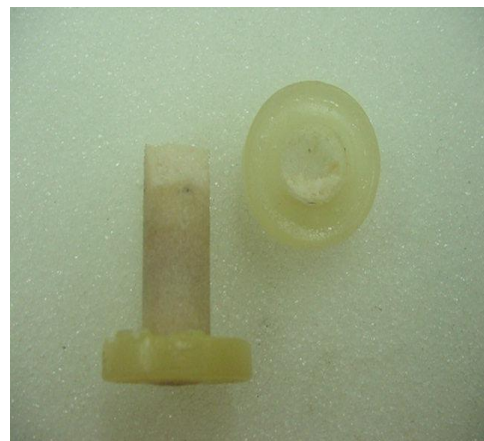


Figura. 4.3 Encapsulamiento de la muestra con PMMA

4.3 REALIZACIÓN DEL ENSAYO

Para el ensayo de tracción se utilizó una máquina universal de pruebas Instron modelo 4206. La velocidad de aplicación de la carga fue de .05 mm/min con una celda de carga de 150 kN, ya que la de 5kN no registraba el momento de la fractura en la computadora (Figura 4.4)



Figura. 4.4 Muestra colocada en las mordazas de la máquina universal de pruebas INSTRON

Las dimensiones de la probeta fueron: 20 mm de longitud y de 10 mm de diámetro, como se observa en la figura 4.5, esta probeta es muy pequeña pero cumple con las dimensiones mínimas que propone Harrigan en 1988 para considerarla un continuo.

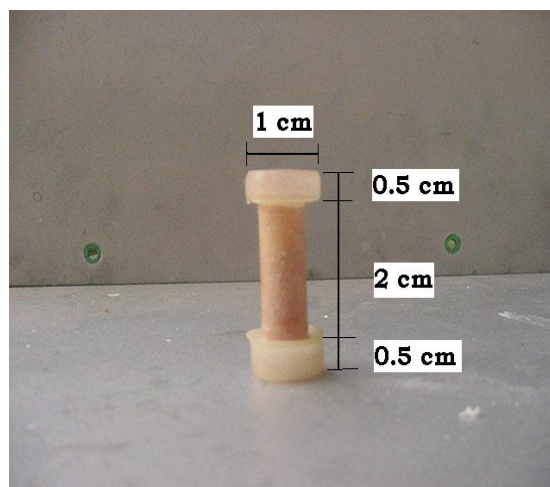


Figura 4.5 Muestra cilíndrica con relación 2:1

A partir de los datos generados por la máquina de pruebas Instron fueron construidas gráficas de carga-desplazamiento y calculadas las curvas esfuerzo-deformación. Ecuación. 4.1 y 4.2(Figura 4.9).

$$\varepsilon = d / L_1 \quad \text{donde longitud inicial} = 0.02 \text{ (m)} \quad 4.1$$

$$E = F / A, \quad \text{donde área} = \pi * r^2 \quad \text{con } r = 0.005 \text{ (m)} \quad 4.2$$

Se utilizó el método de *Öhman, Turner y Bayraktar* para determinar el módulo aparente, el cual puede obtenerse identificando en la gráfica la parte mas lineal (parte elástica) hasta antes del inicio de la parte plástica, y aplicando una regresión lineal se obtiene la gráfica de una recta así como la ecuación de su pendiente que indica el módulo de elasticidad (Young) (Figura 4.10).

Para determinar el punto de fluencia se trazó una paralela a la recta idealizada (parte elástica) desplazada 0.002 (mm/mm) en el eje de la deformación como se menciona en la literatura, la intersección con la curva esfuerzo-deformación marca el punto de fluencia. [Morgan y Keaveny, 2004] (Figura 4.11).

De los datos obtenidos en Excell se encontró el esfuerzo máximo (último) y su correspondiente deformación máxima (última).

Se obtuvieron un total de 11 gráficas de las cuales 3 no se tomaron en cuenta por que los datos arrojados por la máquina de pruebas fueron erróneos ya que las gráficas obtenidas de éstos muestran un comportamiento alterado debido a fallas en la sujeción de la interfase hueso-máquina Figura 4.6, por un mal maquinado de la muestra que conducía a la fractura prematura en la línea epifisiaria (zona de crecimiento óseo) Figura 4.7, además de un manejo inexperto de la máquina de pruebas (curva de aprendizaje).

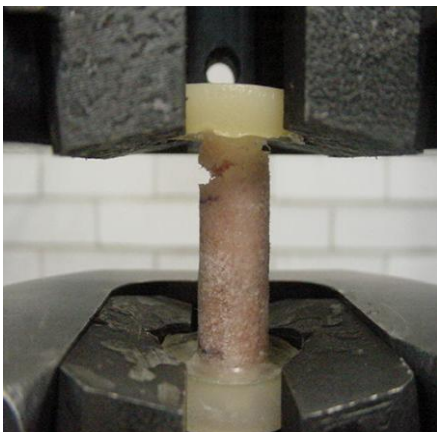


Figura. 4.6 Falla en la sujeción hueso-máquina



Figura. 4.7 Línea epifisiaria

A continuación se muestran las curvas características obtenidas durante la experimentación, así como la tabla que muestra las propiedades encontradas.

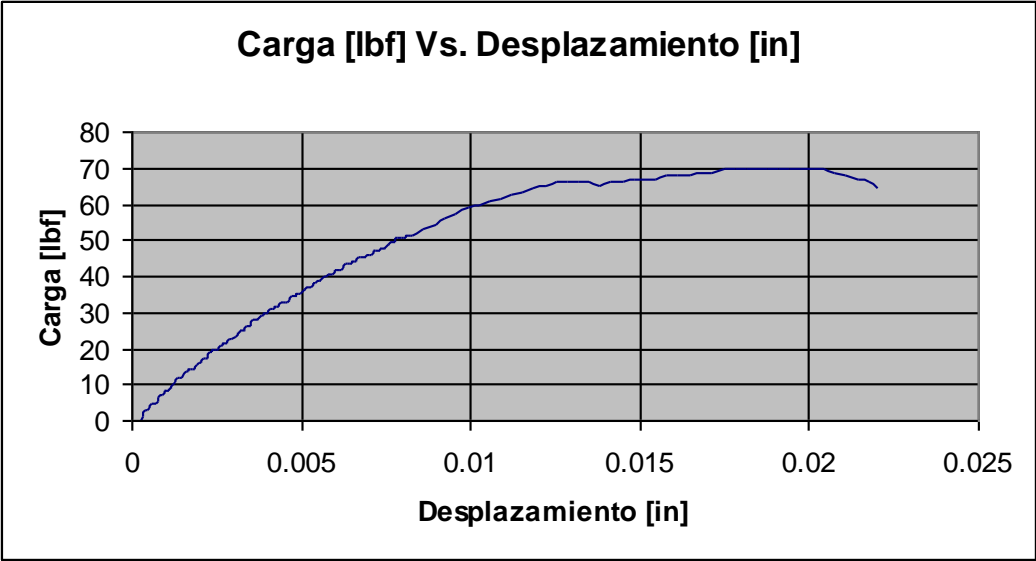


Figura. 4.8 Curva carga-desplazamiento de una muestra de hueso esponjoso de porcino

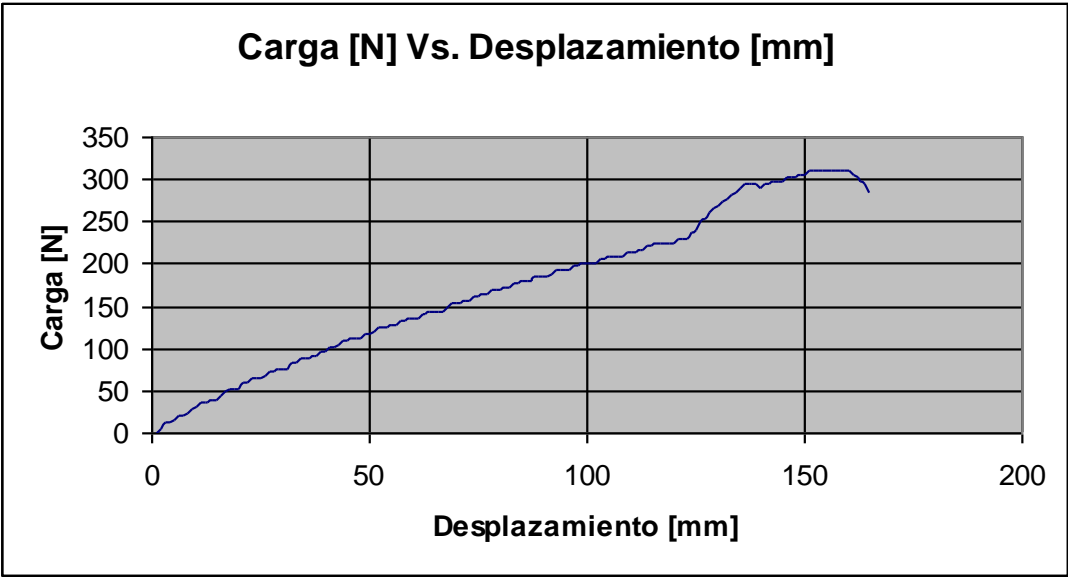


Figura. 4.9 Curva esfuerzo-deformación de una muestra de hueso esponjoso de porcino

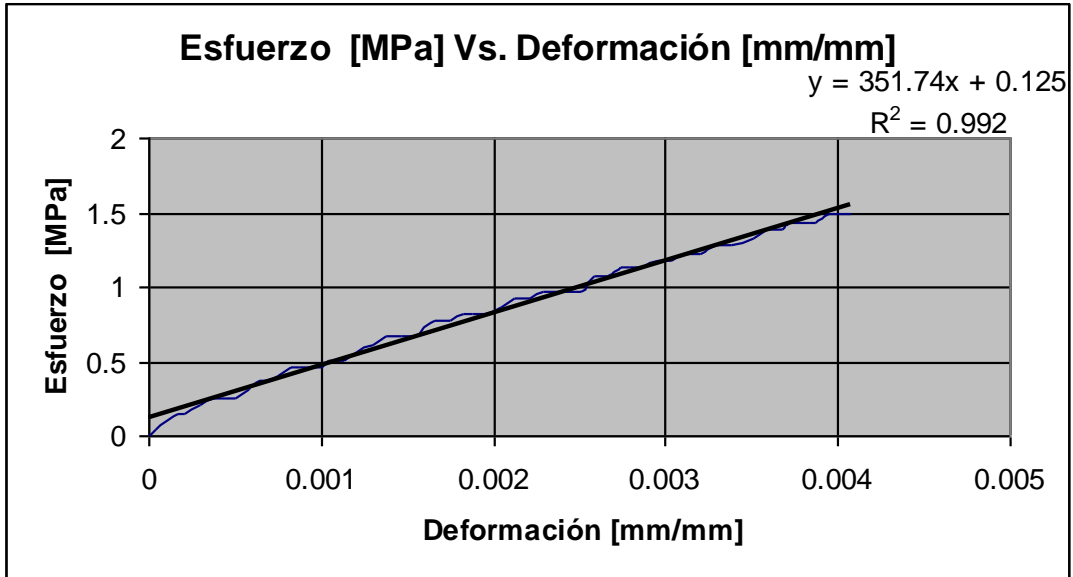


Figura. 4.10 Zona lineal de la curva esfuerzo-deformación de la muestra y su ecuación obtenida mediante regresión lineal (la pendiente muestra el módulo de Young de esa muestra)

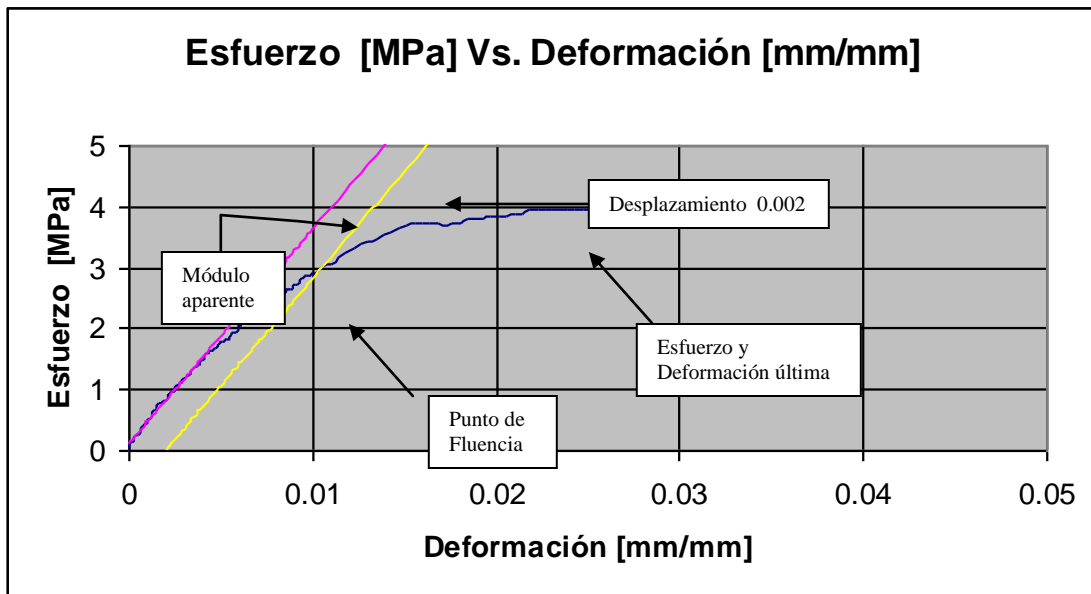


Figura. 4.11 Curva esfuerzo-deformación de una muestra de hueso esponjoso de porcino mostrando el procedimiento para determinar sus propiedades mecánicas.

Tabla 4.1 Propiedades mecánicas para hueso esponjoso de porcino (cabeza femoral)

Muestra	Módulo Aparente [MPa]	Deformación de Fluencia [mm/mm]	Esfuerzo de Fluencia [MPa]	Deformación Última [mm/mm]	Esfuerzo Último [MPa]
1	101.57	0.0104	0.859	0.0331	1.2304
2	169.66	0.0106	1.465	0.0196	1.9483
3	199.5	0.0104	1.682	0.0124	1.7431
4	230.98	0.0453	2.203	0.0184	2.6146
5	292.78	0.0076	1.663	0.0139	1.7943
6	294.43	0.0083	1.865	0.0179	2.5122
7	327.96	0.1183	3.223	0.0334	4.7681
8	351.741	0.0105	3.019	0.0255	3.9476
Promedio	252.5516667	0.0334	2.017	0.0193	2.5634
Desviación estándar	47.03874175	0.018289301	0.25007348	0.002977199	0.461193645

En las siguientes gráficas se muestra la relación existente entre las diversas propiedades y el modulo aparente.

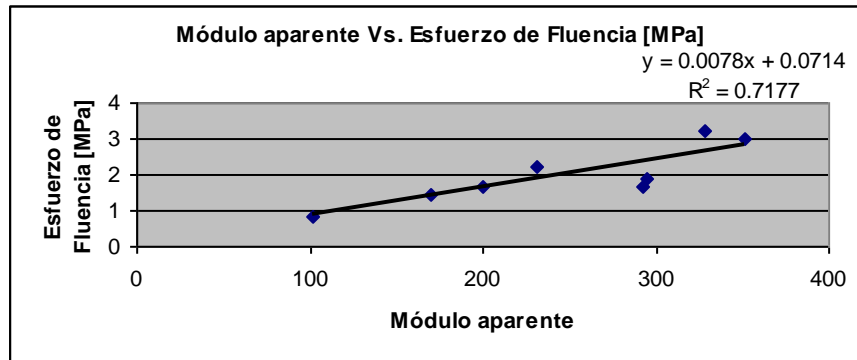


Figura 4.12 Relación *Módulo aparente-Esfuerzo de fluencia* para muestra de cabeza femoral.

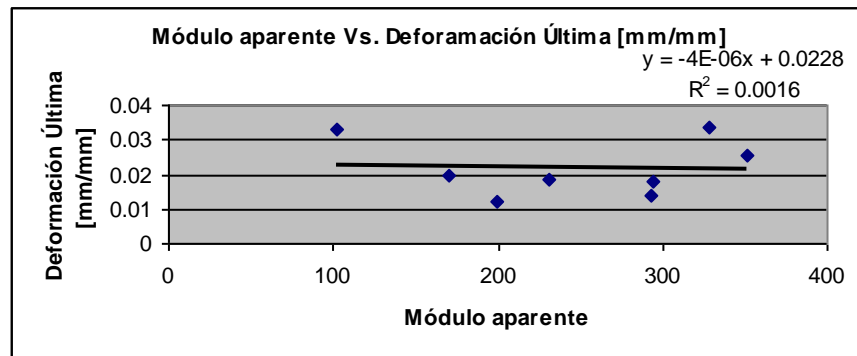


Figura 4.13 Relación *Módulo aparente-deformación última* para muestra de cabeza femoral.

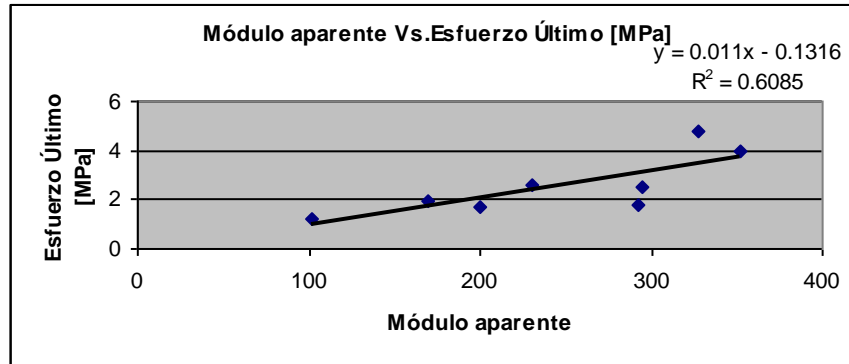


Figura 4.14 Relación *Módulo aparente-Esfuerzo último* para muestra de cabeza femoral.

4.4 ANALISIS DE RESULTADOS

Ya que el hueso presenta una estructura y comportamiento no homogéneos, se utilizaron los métodos descritos en la literatura para poder calcular sus propiedades mecánicas, como puede ser determinar el modulo de Young u obtener el punto de fluencia, como se describe en la gráfica 4.11.

La tabla 4.1 muestra los resultados obtenidos en este trabajo. Los valores promedio para el módulo de Young fueron de 0.2525 ± 0.047 GPa. Comparando este valor con los reportes de otros autores mencionados previamente se observa que no existe mucha diferencia, lo cuál sugiere que los resultados obtenidos en este trabajo son representativos para el tipo de muestra que se ensayó. En cuanto a los valores de la resistencia, los resultados promedio obtenidos fueron de 2.56 ± 0.4611 MPa. Al comparar con los valores reportados por los otros autores, se observa que son menores. Esto se debe al tiempo de congelación (varios días) y al nivel de deshidratación que tuvieron las muestras antes de ser ensayadas. Al momento de guardarlas en el congelador, las muestras debieron ser sumergidas en solución salina para evitar el congelamiento de sus fluidos y preservar su humedad. Esto no se realizó y las muestras se congelaron, permaneciendo por lo menos 4 días en ese estado. Todo esto provocó dos situaciones:

Cuando los fluidos internos del hueso se congelan, sufren dilatación; lo que provoca que las trabéculas se fracturen y por lo tanto toda la estructura ósea se debilita. Por otro lado, algunos autores han reportado que el hueso resulta ser más frágil cuando no está hidratado. La falta de humedad hace que el hueso pierda dureza, y al momento de aplicarle la carga, es más fácil alcanzar su punto de fractura; es decir, el hueso se vuelve menos resistente [Evans, 1973]. Los valores obtenidos de las propiedades mecánicas del tejido óseo se encuentran dentro del amplio rango reportado por otros autores y con ésto se puede decir que los resultados son correctos, esta variabilidad depende del protocolo empleado. La amplitud del rango de valores puede disminuir mientras mas se perfeccionen los métodos de estudio y así también obtener resultados mas precisos.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

El objetivo del presente trabajo fue la determinación de las propiedades de hueso esponjoso a través de diversas metodologías propuestas por varios autores, lo que llevó a la elaboración de un ensayo de tracción en hueso esponjoso de porcino respetando la metodología descrita en la literatura que incluyen la geometría, tamaño de las muestras, su conservación; principalmente el maquinado respetando la dirección trabecular predominante de la zona, ya que al ser un material anisotrópico no homogéneo el maquinado en otra dirección puede conducir a resultados no representativos.

La curva de tracción presenta dos zonas particulares una elástica y otra plástica siendo la primera con una tendencia lineal hasta alcanzar el punto de fluencia pasando posteriormente a la zona plástica así hasta el colapso de la muestra.

Los resultados pueden variar de rangos mínimos a máximos. Este comportamiento puede esperarse cuando se trabaja con huesos de animales jóvenes ya que puede aún continuar el crecimiento de los huesos y se encuentren zonas de placas de crecimiento (fisis) cuya resistencia mecánica es mucho menor, y son sitios susceptibles de fractura o colapso con una fuerza de tensión menor que la esperada para un hueso adulto.

En cuanto a la obtención de las curvas, pese al no existir un consenso en cuanto a la determinación del límite de cedencia, éste fue calculado, aunque éste no es aplicable a una deformación fija porque el hueso de determinada especie puede ser notablemente más resistente que de otra y los rangos de deformación elástica son variables.

Las desviaciones encontradas son muy elevadas, lo que representa una gran variabilidad en las pruebas, debido a que las muestras ensayadas no tienen las mismas características dadas en relación al tiempo de extracción, antes de su obtención, maquinado, encapsulamiento, almacenaje, hidratación, refrigeración y la temperatura ambiente durante el ensayo.

En este trabajo se estudió el comportamiento mecánico del hueso esponjoso de cabeza femoral de porcino en pruebas de tracción, la aplicación de la metodología se puede extender al hueso humano.

Con un análisis adicional de las propiedades mecánicas se busca establecer una relación predictiva entre éstas y las dimensiones morfológicas. Las ventajas de los métodos morfológicos son: tecnología disponible y bajo costo.

En cuanto a las pruebas mecánicas se trató de simular las condiciones fisiológicas y se consideró al hueso esponjoso como un continuo. Esto a simple vista no es cierto por lo que una posible línea de investigación en el hueso esponjoso es considerarlo como un medio poroso continuo aplicando las ecuaciones correspondientes.

El hueso a pesar de ser un material muy estudiado aún presenta interrogantes respecto a su comportamiento y con la importancia que tiene a lo largo de nuestras vidas se justifican los estudios que se realizan para poder entender su funcionamiento. Además de esto, desde el punto de vista de los materiales, el comportamiento que presenta representa una excelente interacción entre estructura y propiedades del material por lo que puede servir como base para el diseño de nuevos materiales con bajo peso y alta resistencia, así como también para la elaboración de prótesis para el ser humano como por ejemplo una prótesis de cadera para sustituir a una cabeza femoral dañada.

BIBLIOGRAFÍA:

- [1] Ashman y Rho, J. Y., **Elastic modulus of trabecular bone material**, *Journal of Biomechanics*, Volume 21, Issue 3, 1988.
- [2] Ashman, Rho, J. Y. y Turner, C. H., **Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia**, *Journal of Biomechanics*, Volume 22, Issues 8-9, 1989.
- [3] Bayraktar, H. H., Morgan, E. F., **Comparasion of elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue**, *Journal of Biomechanics*, Volume 37, Number 1, January 2004.
- [4] Bonefield, W., Li, C.H., **Anisotropy of nonelastic flow in bone**. *Appl. Physics*. 38, 2450. 1967.
- [5] Cowin, Stephen C., **Bone Mechanics Handbook**, Ed. CRC PRESS, 2a.ed, 2001.
- [6] Currey, J.D., **Bones: Structure and Mechanics**, Princeton University Press, E.U.A., 2002.
- [7] DePalma y Rothman, **Disco Intervertebral**, Ed. Jims, 1979.
- [8] Evans, F.G., **Mechanical properties of bone**, Springfield, IL. C.C Thomas, 1973.
- [9] Frankel, Victor H. y Nordin, M., **Biomecánica básica del sistema músculo-esquelético**, Mac GrawHill, 2004.
- [10] Fung, Yuan-Cheng., **Biomechanics: mechanical properties of living tissues**, Ed. Springer, 2ª ed, E.U.A., 1993.
- [11] Fyhrie, D. P. y Kimura, J. H., **Cancellous bone biomechanic**, *Journal of Biomechanics*, Vol. 32. No. 11, 1999.
- [12] Fyhrie D.P. y Vashishth D., **Bone stiffness predicts strength similarly for human vertebral cancellous bone in compression and for cortical bone in tension** , *Journal of Biomechanics*, Volume 26, Issue 2, Pages 169-173, 2000.
- [13] Gibson, L. J., **The mechanical behaviour of cancellous bone**, *Journal of Biomechanics*, Vol. 18, No. 5, 1985.
- [14] Ham, Arthur W., **Tratado de histología**, Ed. Iberoamericana, 1975.

- [15] Harrigan, T. P., Jasti, M., Mann, R. W., y Harris, W. H., **Limits on the continuum assumption of cancellous bone**, *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, No. 4, 1988.
- [16] Hayes, W.C. y Mow, V.C., **Biomechanics of cortical an trabecular bone: implications for assessment of fracture risk**, in *Basic Orthopaedic Biomechanics*, Eds.Lippincott-Raven, Philadelphia, 1997.
- [17] Kapandji, I.A., **Fisiología Articular miembro inferior**, Ed. Médica Panamericana Maloine, 5ª ed., Tomo 2, 1998.
- [18] Kapandji, I.A., **Fisiología Articular tronco y raquis**, Ed. Médica Panamericana Maloine, 5ª. ed., Tomo 3, 1998.
- [19] Keaveny, Tony M. y Hayes, Wilson C., **A 20-year Perspective on the Mechanical Properties of Trabecular Bone**, *Journal of Biomechanical, Engineering*, Vol. 115, 1993.
- [20] Keaveny, T. M., Guo, X. E., Wachtel, E. F., McMahon, T. A. y Hayes, W. C., **Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at lows strains**, *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, No.9, 1994.
- [21] Keller, Tony S. y Liebschner Michael A.K., **Mechanical Testing of Bone and the Bone- Implant Interface**, CRC PressLLC, EUA, 2000.
- [22] Kopperdahl, D. L. y Keaveny T. M., **Yield strain behavior of trabecular bone**, *Journal of Biomechanics*, Volume 31, Issue 7, Pages 601-608,1998.
- [23] McElhaney, J. H., Byars, E., y Weaver, G., **Effect of embalming on the mechanical properties of beff bone**, *J. Appli. Physil.*, 19, 12334, 1964.
- [24] McHinn, R.M.H., y Hutchings, R.T, **Atlas a color de anatomía humana**, Ed. Year Book Medical Publishers, 1977.
- [25] Morgan, E. F., **Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site**, *Journal of Biomechanics*, Volume 36, Issue 7, Page 897, 2003.
- [26] Morgan, E. F y Keaveny, T. M., **Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site**, *Journal of Biomechanics*, Volume 34, Number 5, pp. 569-577, 2001.
- [27] Narváez Clemente, Mónica Yadira, **Métodos para el análisis de la microestructura y propiedades mecánicas del hueso esponjoso**, Tesis Profesional UNAM, FI, 2004.

- [28] Öhman, C. y Balean, M., **Mechanical testing of cancellous bone from the femoral head: Experimental errors due to off-axis measurements**, *Journal Biomechanics*, 2007.
- [29] Quiroz Gutiérrez, Fernando, **Anatomía Humana**, Ed. Porrúa México, 1984.
- [30] Rohl, L., Larsen, E., Linde, F., Odgaard, A. y Jorgensen, J., **Tensile and compressive properties of cancellous bone**, *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 12, 1991.
- [31] Salter, R.B., **Trastornos y lesiones del sistema músculo-esquelético**, Ed. Salvat, 1979.
- [32] Sastre, R., **Biomateriales**, Faenza Editrice Ibérica, 2004.
- [33] Sedlin, ED. y Hirsch C., **Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone**, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1966.
- [34] Turner, C. H. y Burr D. B., **Basic Biomechanical Measurements of Bone: A Tutorial**, *Journal Biomechanics*, 1993.
- [35] Yuehuei, H. An y Draughn, Robert A., **Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface**, Ed. CRC PRESS, 2000.